
Modellierung von modifizierten Ultraschallwandlern zur chemisch/biologischen Anwendung in Flüssigkeiten

Modelling of ultrasonic transducers modified for chemical/biological applications in liquids
von Tobias Fritzsche

Masterarbeit, vorgelegt im SS 16

Betreuer: Prof. Dr. mont. M. Kupnik, Dipl.-Ing. A. Unger
Institut für Elektromechanische Konstruktionen



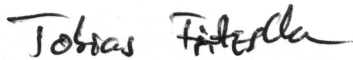
TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
DARMSTADT



Erklärung zur Masterarbeit

Hiermit versichere ich, die vorliegende Masterarbeit ohne Hilfe Dritter und nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, die aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht. Ich bestätige, dass die abgegebene schriftliche und elektronische Fassung übereinstimmen.

Darmstadt, den 25. Oktober 2016



(Tobias Fritzsche)

Zusammenfassung

Am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen Universität Darmstadt (EMK) sollen im Rahmen einer Kooperation mit dem Fachgebiet Biochemie Sensoren für das Forschungsgebiet der *Life Science* entwickelt werden, das sich mit der Analyse von biologischen und chemischen Prozessen lebender Organismen beschäftigt. Im Detail geht es dabei um die Entwicklung eines Sensors, der kleine Massen in Form von Molekülen, einzelnen Zellen oder Nanopartikeln in Flüssigkeit detektieren kann.

Für die Detektion von Molekülen in Luft wurden, im Rahmen der Forschung unter Prof. Kupnik, kapazitive Ultraschallsensoren entwickelt, die mittels des Mass-Loading-Prinzips Massenauflösungen von $50 \text{ zg/Hz}/\mu\text{m}^2$ erreichen [1]. Auf Grund der hohen Dämpfung bei Immersion in Flüssigkeiten können diese Sensoren nicht ohne Modifikationen zur Detektion von Partikeln in Flüssigkeiten verwendet werden.

Im Rahmen dieser Arbeit werden daher zwei Ansätze untersucht, bei denen die Flüssigkeit in den Sensor integriert wird. Als Grundlage sind die kommerziell erhältlichen Ultraschallwandler (Murata MA40B8S) vorgegeben. In einem ersten Ansatz werden Schläuche mit Durchmessern zwischen 0,2 mm und 0,5 mm auf den Sensor aufgebracht und mit Luftblasen und Flüssigkeit gefüllt. Abhängig von der Art der Einkopplung und dem Durchmesser des Schlauches können Massenauflösungen zwischen $(76,74 \pm 16,2) \text{ Hz/mg}$ und $(1362,3 \pm 240,3) \text{ Hz/mg}$ bei einer Güte von $Q = 56,55$ erreicht werden.

In der zweiten untersuchten Lösung werden verschiedene Kanäle in die Oberfläche des Ultraschallwandlers gefräst, über einen $100 \mu\text{m}$ starken Trockenfilmresist verschlossen und über Schläuche mikrofluidisch angeschlossen. Mit diesen Sensoren können 0,1 mm lange Luftblasen mit einer Massenauflösung von $(179,0 \pm 24,7) \text{ Hz/mg}$ detektiert werden.

Das Verhalten des unbelasteten Wandlers wird analytisch über das Butterworth-van-Dyke-Ersatzschaltbild und numerisch mittels COMSOL Multiphysics modelliert. Die zur Modellierung benötigten Abmessungen des Wandlers werden über Schnittbilder ermittelt. Die verwendete Piezokeramik wird anhand einer Abschätzung mittels Finite-Elemente-Methode auf die Piezokeramik PZT-7B eingegrenzt. Zudem werden die Einflüsse durch Variation der Abmessungen sowie den in piezoelektrischen Materialien auftretenden Verlusten untersucht und in der Simulation berücksichtigt. Die beste Annäherung des Modells an die Messungen erfolgt bei dielektrischer, mechanischer und piezoelektrischer Dämpfung von $\eta_{\text{eT}} = 2,2\%$, $\eta_{\text{SE}} = 0,874\%$ und $\eta_{\text{d31}} = 0\%$. Dabei kann die Güte der Messungen zu 87,3 % in Serien- und 78,8 % in Parallelresonanz erreicht werden.

Um Vergleichswerte für die Modellierung der Wandler zu erhalten, werden diese elektrisch über die Impedanz charakterisiert. Zur mechanischen Charakterisierung wird ein Messstand entwickelt und aufgebaut, mit dem die Geschwindigkeiten und Auslenkungen auf der Oberfläche in einem Bereich von bis zu $12 \text{ cm} \times 12 \text{ cm}$ in Schritten von $\geq 1 \mu\text{m}$ ermittelt werden können. Die Steuerung und Auswertung erfolgt über eine in Matlab implementierte Bedienoberfläche. Der Messstand ermöglicht die automatische Charakterisierung der Schwingungsmoden, Auslenkung und Geschwindigkeit beliebiger elektrisch angeregter Wandler über eine quadratische oder kreisförmige Fläche sowie entlang einer Linie oder an einem Punkt. Die Darstellung der Ergebnisse kann über Betrag und Phase oder als zeitlicher Verlauf über eine Schwingungsperiode erfolgen.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Aufgabenstellung	2
1.2. Mass-Loading-Prinzip	3
1.3. Stand der Forschung	4
2. Grundlagen des piezoelektrischen Wandlers	9
2.1. Piezoelektrische Grundgleichungen	9
2.2. Ersatzschaltbild des idealen Wandlers	10
2.3. Ersatzschaltbild nach Butterworth-van-Dyke	12
2.4. Fazit aus der Betrachtung der Ersatzschaltbilder	14
3. Entwicklung des Messstandes	15
3.1. Anforderungen	15
3.2. Mechanischer Aufbau	16
3.3. Elektrischer Aufbau	17
3.4. Bedienoberfläche	18
3.5. Messablauf	21
4. Charakterisierung des Transducers	23
4.1. Ermittlung der geometrischen Abmessungen	23
4.2. Bestimmung der verwendeten Materialien	25
4.3. Ermittlung der elektrischen Eigenschaften	26
4.4. Ermittlung der mechanischen Eigenschaften	27
4.5. Einfluss der Erregerspannung auf die Resonanzfrequenz	29
5. Numerische Modellierung	30
5.1. Bestimmung der verwendeten Piezokeramik	31
5.2. Einfluss der geometrischen Abmessungen	32
5.3. Berücksichtigung von Verlusten	33
5.4. Anwendung der Dämpfung	36
5.5. Fazit und Ausblick der Simulation	38
6. Modifikation des Transducers	39
6.1. Modifikation des Transducers mit Schlauch	39
6.2. Integration eines Kanals in den Transducer	40
6.2.1. Mikrofluidische Ankopplung	41
6.2.2. Ausführung der Kanäle	41
6.2.3. Fertigung der Kanäle	42
7. Charakterisierung der modifizierten Transducer	43
7.1. Auswirkungen der Modifikation der Transducer	43
7.2. Messaufbau zur Bestimmung der Massenauflösung	45
7.3. Ergebnisse des mit Schlauch modifizierten Transducers	45

7.4. Ergebnisse des mit Kanal modifizierten Transducers	46
7.5. Fazit der Messungen	46
8. Schlussfolgerung und Ausblick	48
Literaturverzeichnis	51
Abbildungsverzeichnis	54
Symbol- und Abkürzungsverzeichnis	56
Anhang	58
A. Ergänzender Inhalt zu Grundlagen	59
A.1. Oberflächenplasmonenresonanzspektroskopie	59
A.2. Ergänzungen zum Stand der Forschung	60
A.3. Ergänzung zu den Grundlagen von Piezokeramiken	63
A.4. Ermittlung der piezoelektrischen Grundgleichungen	63
A.5. Ersatzschaltbild des piezoelektrischen Wandlers	69
A.6. Bauteilparameter	71
B. Ergänzungen zum Messstand	72
B.1. Elektrisches Blockschaltbild	72
B.2. Aufbau der Datenstruktur der Vibrometer Messung	72
C. Ergänzender Inhalt zur Charakterisierung	74
D. Ergänzungen zur numerischen Modellierung	75
D.1. Einrichten der Simulation zur Modellierung des Transducers mit COMSOL . . .	75
D.1.1. Randbedingungen	75
D.1.2. Berücksichtigung von (parasitären) elektrischen Komponenten	77
D.2. Berücksichtigung von Luft in der Simulation	77
D.2.1. Modell bearbeiten	78
D.2.2. Material hinzufügen	78
D.2.3. Pressure Acoustics	78
D.2.4. Wellenanpassung und Vermeidung von Reflexionen	79
D.2.5. Netz anpassen	80
D.2.6. Nichtlinearitäten	80
D.3. Betrachtung der Netzqualität	80
D.4. Auswahl einer geeigneten Piezokeramik	82
D.5. Anwendung der Dämpfung	83
D.6. Corner-Case-Analyse	84
E. Ergänzungen zur Modifikation des Sensors	85
E.1. Weitere Lösungen zum Verschluss des gefrästen Kanals	85
E.2. Vorversuche zur Verwendung von SUEX als Verschluss von Kanälen	86
E.3. Berechnungen	91
E.4. Vermessene Kugeln	93
F. Datenblätter	94

1 Einleitung

Das Forschungsgebiet der *Life Science* beschäftigt sich in vielschichtiger Ausprägung mit der Analyse lebendiger Organismen. Im Bereich der medizinischen Diagnostik gehören dazu die Detektion und Konzentrationsbestimmung von bestimmten Molekülen oder Antigenen, die auf Krankheiten hinweisen können [2]. Um die einzelnen Moleküle und die Interaktion zwischen ihnen detektieren zu können, werden Messsysteme benötigt. Neben markerbasierten Verfahren durch Einsatz von fluoreszierenden oder radioaktiven Zusatzstoffen bieten die nicht markerbasierten Verfahren zwar eine geringere Sensitivität, jedoch kann auf diese Weise der Einfluss der Marker bei der Untersuchung ausgeschlossen werden [3]. Als nicht markerbasierte Methoden kommen unter anderem die Oberflächenplasmonenresonanzspektroskopie (SPR) und Quarzkristall-Mikrowaagen (QCM) zum Einsatz [4]. Das Prinzip der SPR ist im Anhang unter A.1 beschrieben und wird hier nicht weiter vorgestellt.

Quarzkristall-Mikrowaagen basieren auf der Resonanzverschiebung eines mechanischen Schwingkreises durch Massenzunahme (Kapitel 1.2) [5]. Eine Möglichkeit zur Detektion

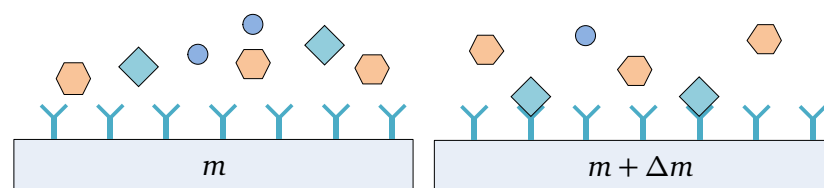


Abbildung 1.1.: Beispielhafte Darstellung von Ablagerungen spezifischer Moleküle auf einer mit Rezeptoren präparierten Oberfläche. Über die Änderung der Masse ergibt sich ein Rückschluss auf die Konzentration der Moleküle [2].

von Molekülen durch QCM ist in Abbildung 1.1 gezeigt. Dabei werden Rezeptoren für das zu detektierende Molekül auf ein Sample aufgebracht. Wird dieses dem zu detektierenden Stoff ausgesetzt, lagern sich einzelne Elemente an den Rezeptoren an und vergrößern die Masse. Die Massenänderung führt zu einer Verschiebung der Resonanzfrequenz und lässt somit einen Rückschluss auf die Konzentration des zu detektierenden Stoffes zu. Neben der medizinischen Diagnostik lässt sich dieses Verfahren auch in der Biologie, im pharmazeutischen Bereich und den Umweltwissenschaften anwenden, um Konzentrationsmessungen durchzuführen [6] oder Sprengstoffe zu detektieren [4].

Dieses Prinzip ist umfassend erforscht und hat zahlreiche Anwendungen bei der Detektion von Molekülen in Gas gefunden. Ein nicht unerheblicher Anteil an biologischen Prozessen findet jedoch in Flüssigkeiten statt. Eine direkte Überführung des Messprinzips führt, durch die hohe Dämpfung in Flüssigkeiten, zu einer sehr geringen Sensitivität. Dabei reduziert sich die einheitenlose Güte Q von Bereichen um 15000 auf 30 [7]. Um dieser Einschränkung entgegenzuwirken, werden verschiedene Ansätze verfolgt. Durch die Integration eines Kanals in den Sensor, durch den die zu untersuchende Flüssigkeit geführt wird, kann die Änderung der Masse ins Innere des schwingenden Systems verlagert werden. Außen kann der Sensor somit weiterhin von Luft oder Vakuum umgeben sein und trotz Flüssigkeit im Inneren mit einer hohen Güte schwingen. Umsetzungen dieser Idee in Form von Biegeschwingern sind in [8, 9] zu finden. Am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen

Universität Darmstadt wird an dem Ansatz geforscht, einen Ultraschallwandler so zu modifizieren, dass dieser als Sensor für Massenänderungen in Flüssigkeiten genutzt werden kann. Dazu sollen erste Ergebnisse unter Verwendung eines piezoelektrischen Ultraschallwandlers ermittelt werden, die im Anschluss als Grundlage zur Skalierung eines kapazitiven Wandlers genutzt werden.

1.1 Aufgabenstellung

Ziel der Arbeit ist es, einen kommerziell erhältlichen Ultraschallwandler zur Detektion von Massenänderungen in Flüssigkeiten zu modifizieren. Ausgangspunkt der Arbeit ist der, im folgenden Transducer genannte, MA40B8S (Murata Manufacturing Co., Ltd, Japan). Dieser

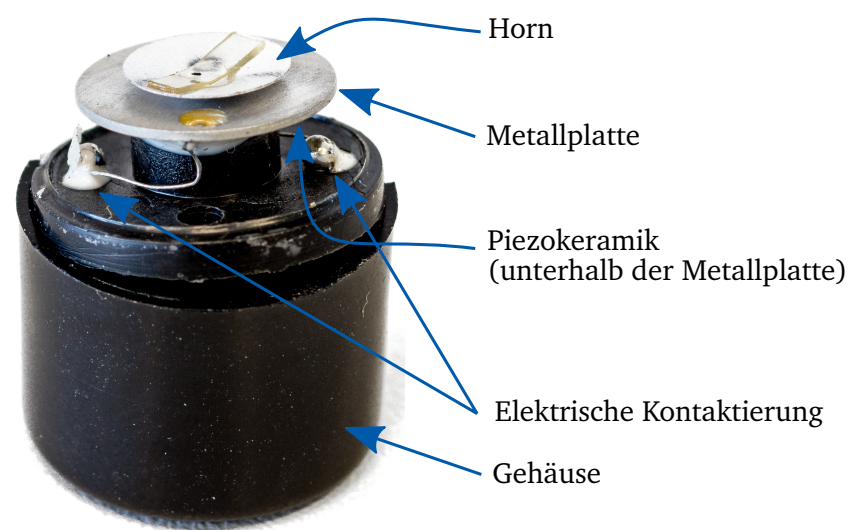


Abbildung 1.2.: Aufbau des in dieser Arbeit verwendeten Transducers (Murata MA40B8S).

Transducer besteht aus einer Metallplatte mit einem mittig aufgebracht Horn, welches durch eine Piezokeramik bei 40 kHz zum Schwingen gebracht wird (Abbildung 1.2). Das zum Schutz aufgebracht Gehäuse wurde für die Abbildung und Modifikation in dieser Arbeit entfernt. Üblicher Anwendungsbereich des in Massenproduktion hergestellten Transducers ist die ultraschallbasierte Abstandsmessung.

Im Rahmen der Arbeit soll der Transducer elektrisch und mechanisch charakterisiert und anschließend numerisch und analytisch nachgebildet werden. Der Schwerpunkt liegt dabei auf der numerischen Analyse unter Verwendung von COMSOL Multiphysics (COMSOL, Inc., Stockholm, Schweden).

Anschließend soll eine schrittweise Modifikation erfolgen, die die Nutzung des Transducers zur Detektion von Massenänderungen in Flüssigkeiten ermöglicht. Die Messung soll auf dem Mass-Loading-Prinzip basieren und an einem Impedanzmessplatz ausgewertet werden.

Die Ergebnisse der Simulation und Modifikation sollen genutzt werden, um Aussagen über die Tauglichkeit des Messprinzips unter Verwendung des am Institut EMK verfügbaren CMUTs zu treffen.

Neben der Modifikation und Modellierung des Ultraschallwandlers soll der Stand der Technik für Mass-Loading basierende Sensoren in Flüssigkeiten untersucht werden.

1.2 Mass-Loading-Prinzip

Das Mass-Loading-Prinzip beschreibt die Änderung des Schwingungsverhaltens eines mechanischen Systems in Abhängigkeit seiner Masse. Um die sensorische Anwendung dieses Prinzips zu erläutern, wird dies anhand des einfachen Feder-Masse-Systems erster Ordnung beschrieben. Für harmonische Anregungen ergibt sich der dargestellte charakteristische Verlauf der Schwingungsamplitude über der Frequenz (Abbildung 1.3). Die Resonanzfrequenz f_0 ist abhängig von der Steifigkeit c und der Masse m über die Gleichung:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{c}{m}} \quad (1.1)$$

Der Einfluss durch die Änderung von Steifigkeit oder Masse lässt sich aus dem vollständigen Differential bestimmen. Unter der Annahme konstanter Steifigkeit, lässt sich das Verhältnis zwischen Δf und f ermitteln.

$$\Delta f = \frac{\delta f}{\delta m} \Delta m + \frac{\delta f}{\delta c} \Delta c \quad \text{mit } \Delta c = 0 \Rightarrow \quad \frac{\Delta f}{f} = -\frac{1}{2} \frac{\Delta m}{m} \quad (1.2)$$

Dieses Verhältnis zeigt, dass sich die Resonanzfrequenz durch das Aufbringen einer zusätzlichen Masse auf der Abszisse nach links verschiebt (Abbildung 1.3). Die Verschiebung der Resonanzfrequenz durch Massebelag stellt das Mass-Loading-Prinzip dar.

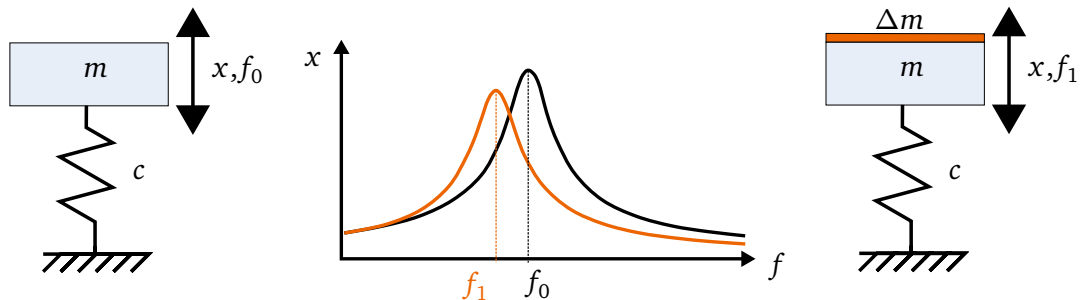


Abbildung 1.3.: Die Verschiebung der Resonanzfrequenz abhängig vom Massenbelag eines Feder-Masse-Systems kann sensorisch ausgewertet werden.

Das Verhältnis zwischen Änderung der Resonanzfrequenz und Massenänderung $\frac{\Delta f}{\Delta m}$ beschreibt die Empfindlichkeit des Sensors. Um möglichst kleine Massenänderungen detektieren zu können, sprich eine hohe Empfindlichkeit zu erhalten, kann die Masse des schwingenden Systems minimiert werden. Ebenso unterstützt eine hohe Resonanzfrequenz die Empfindlichkeit.

Um dieses Prinzip bei einem Sensor ausnutzen zu können, ist eine Anregung und Auswertung des mechanischen Systems notwendig. Die Verwendung von piezoelektrischen Materialien bietet die Möglichkeit, sowohl Anregung als auch Auswertung elektrisch durchführen zu können. Sauerbrey beschreibt piezoelektrisches Material über das oben gezeigte mechanische System aus Masse und Steifigkeit und beweist experimentell den Zusammenhang zwischen Masse und Frequenzverschiebung [5]. Die sogenannte Sauerbrey-Gleichung 1.2 stellt die Grundlage für Quarzkristall-Mikrowaagen dar, die beispielsweise in Aufdampfanlagen zur Messung der abgeschiedenen Schichtdicke zum Einsatz kommen. Die Anregung der Piezokeramik erfolgt dabei als Scherschwinger.

Für komplexere Systeme oder größere Massenänderungen stößt die Formulierung der Sauerbrey-Gleichung an ihre Grenzen [10]. Zur Anwendung der Gleichung auf den im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Transducer, müssen neben dem piezoelektrischen Material weitere Schichten berücksichtigt werden. Des Weiteren ist die Art der Schwingung des Transducers für die Abstrahlung akustischer Leistung optimiert, die im Gegensatz zur Konfiguration als Scherschwinger bei Sauerbrey nicht vernachlässigt werden darf. Durch die Modifikation des Sensors durch eingebrachte Kanäle oder Schläuche müssen zusätzliche mechanische Massen, Dämpfungen und Steifigkeiten berücksichtigt werden.

1.3 Stand der Forschung

In diesem Kapitel wird ein Ausschnitt des Stand der Forschung zu Sensoren vorgestellt, welche auf dem Mass-Loading-Prinzip in Flüssigkeit basieren. Der überwiegende Anteil der bisherigen Forschung beruht auf dem Prinzip des mikromechanischen Biegebalkens. Wobei Aktuations- und Auswerteprinzip variieren. Die Arbeit von Blake N. Johnson [7] gibt eine Übersicht zu Sensoren, die auf dem Prinzip des Biegebalkens basieren und in biochemischen Anwendungen zum Einsatz kommen.

Strukturierter resonanter Biegebalken von Burg und Manalis

Burg und Manalis zeigten 2007 in [8] einen frei schwingenden Biegebalken, in dessen Inneren ein Kanal strukturiert ist. Durch eine unterhalb des Balkens positionierte Elektrode kann die Spitze elektrostatisch ausgelenkt werden. Die Auslenkung des Balkens ergibt sich über die Detektion der Position eines an der Spitze reflektierten Lasers. Der Biegebalken weist eine Länge von $200\text{ }\mu\text{m}$ mit einem Querschnitt von $33 \times 7\text{ }\mu\text{m}$ auf. Der Kanal im Inneren nimmt davon $8 \times 3\text{ }\mu\text{m}$ ein. Durch das geringe Gewicht des Balkens von 100 ng ergibt sich bei einer Resonanzfrequenz von 220 kHz eine Güte von $Q = 15000$.

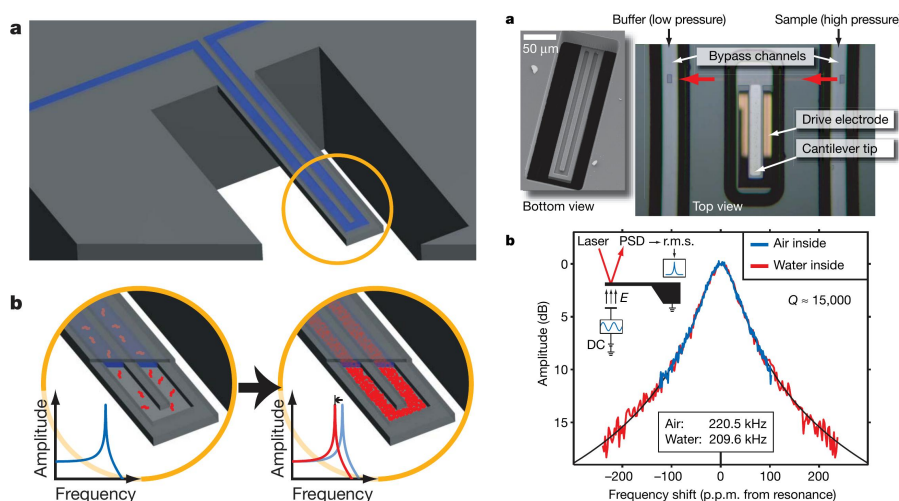


Abbildung 1.4.: Prinzipskizze und mikrosystemtechnisch gefertigter Aufbau des frei schwingenden Biegebalkens mit flüssigkeitsgefülltem Kanal [8]. Durch Partikel in der Flüssigkeit verschiebt sich die mechanische Resonanzfrequenz. Die Güte wird durch die Flüssigkeit kaum verringert.

Wird der Kanal mit Wasser gefüllt, verschiebt sich die Resonanzfrequenz um 10,9 kHz. Entgegen bisheriger Ansätze, wird die Güte durch die Flüssigkeit jedoch kaum verringert. Abbildung 1.4 zeigt die Amplitude der Schwingung mit Luft und Wasser bezogen auf die jeweilige Resonanzfrequenz. Die geringe Reduktion der Güte durch Flüssigkeiten stellt einen großen Schritt zur Anwendung des Mass-Loading-Prinzips dar.

Die Ergebnisse des Forschungsprojekts wurden in die kommerziell erhältlichen Geräte ARCHIMEDES und LifeScaleR der Firma Affinity Biosensors (Santa Barbara, CA, USA) transferiert (Abbildung 1.5). Die Anregung erfolgt weiterhin elektrostatisch, jedoch kann durch piezoresistive Auswertung auf die optische Auswertung mittels Laser und Photodiodenarray verzichtet werden [11]. Der eigentliche Sensor ist dabei als Verbrauchsmaterial auf eine Platine mit mikrofluidischen und elektrischen Anschlüssen montiert. Der Biegebalken sitzt zwischen zwei Bypasskanälen auf der Platine und wird mit 100 nl/min gespeist. Direkt an der Abzweigung des Bypasskanals zum Biegebalken kann das Analyt über eine Kamera beobachtet werden. Die technischen Daten sind in Tabelle 1.1 zu sehen.

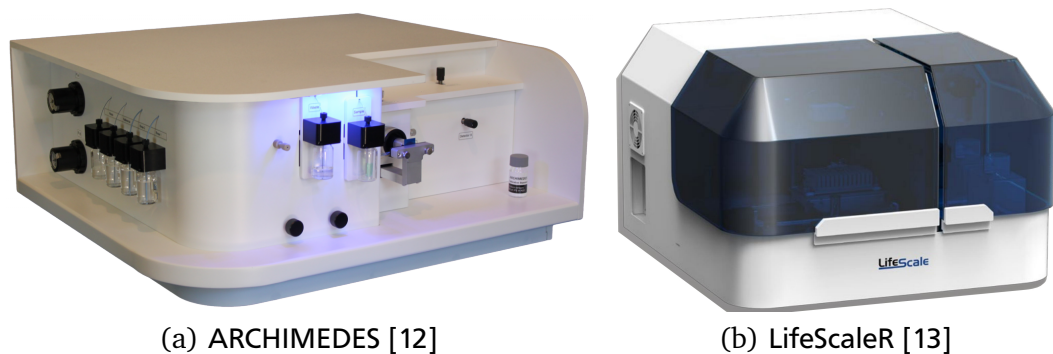


Abbildung 1.5.: Kommerziell erhältliche Geräte basierend auf der Arbeit von Manalis/Burg

Tabelle 1.1.: Technische Daten des Gerätes ARCHIMEDES (Ausschnitt) [12]

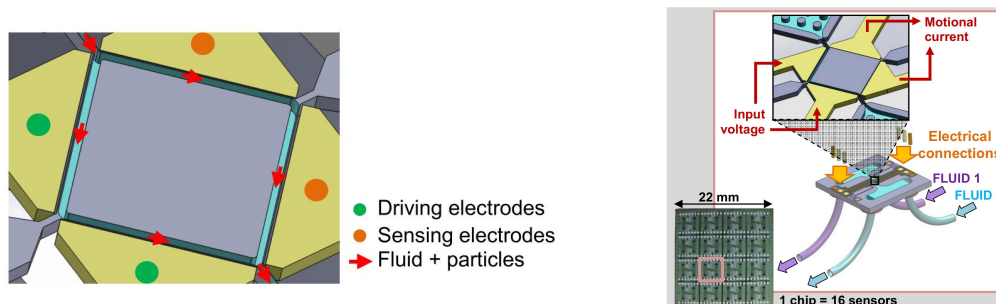
	Bei Anwendung zur Messung von		
	Partikeln	Dichte	Anzahl von Partikeln
Messbereich	50 nm - 5 μ m	$> 450 \cdot 10^{-18}$ g	104 Partikel/mL bis 109 Partikel/mL
Genauigkeit	$> \pm 1 \%$	$> \pm 3 \%$	$> \pm 10 \%$
Wiederholbarkeit	$> \pm 1 \%$	$> \pm 3 \%$	$> \pm 5 \%$

Elektrostatisch verformte Siliziumplatte

Der 2015 von der französischen Universität Grenoble veröffentlichte Ansatz eines resonanten Massensensors ist in Abbildung 1.6 gezeigt. Kernelement ist eine quadratische Siliziumplatte, die elektrostatisch angeregt und ausgewertet wird. Die Positionen der einzelnen Elektroden ist in Abbildung 1.6(a) farblich markiert. Die Verformung der Platte in Grundmode bei 27,56 MHz (Abbildung 1.6(c)) stellt im Gegensatz zu bisher vorgestellten Ansätzen eine in-plane-Bewegung dar und weist somit geringe Verluste durch akustische Abstrahlung auf. Im Inneren der Platte verläuft ein 3 μ m breiter Kanal, der zwei von außen gespeiste Kammern verbindet. In Experimenten wurden verschiedene Partikel aus Gold, Titandioxid und Queck-

silber mit Flüssigkeit durch den in Resonanz schwingenden Kanal transportiert. Dabei konnte eine Verschiebung der Resonanzfrequenz ermittelt werden (Abbildung 1.6(d)). Das System kann trotz des Betriebs in Luft eine Masse von 5 fg (femto= 10^{-15}) bei einer Sensitivität von 34 mHz/fg erkennen und erreicht eine Güte von 26000. Der ermittelte Zusammenhang zwischen Frequenzverschiebung Δf und veränderter Masse m_{eff} in Gleichung 1.3 entspricht dabei der Sauerbrey-Gleichung. f_0 entspricht dabei der Resonanzfrequenz im Ausgangszustand.

$$\Delta m = -2m_{\text{eff}} \frac{\Delta f}{f_0} \quad (1.3)$$



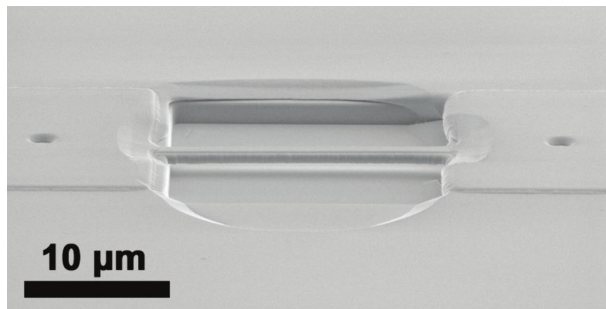
(a): Detail des Resonators mit Anregung und Auswertung (b): Gesamtaufbau mit Anschluss der Fluidik

(c): Verformung der Platte bei Resonanz (d): Verschiebung der Resonanzfrequenz bei Durchfluss verschiedener Partikel

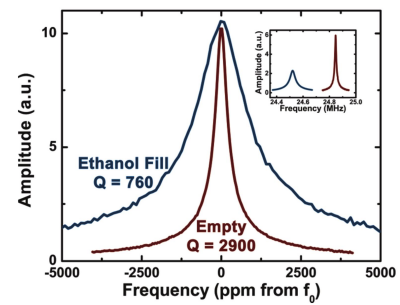
Abbildung 1.6.: Aufbau und Ergebnisse eines resonanten Massensensors auf Basis einer quadratischen Siliziumplatte mit eingebetteten Kanälen [14]. Die Anregung und Auswertung erfolgt elektrostatisch über diagonal angeordnete Elektroden.

Beidseitig eingespannter Kanal

Barton et al. zeigen in [15] einen beidseitig eingespannten Kanal, mit Abmessungen im nm Bereich. Der Querschnitt des Kanals weist eine Höhe von 107 nm und Breiten zwischen 650 nm und $25\text{ }\mu\text{m}$ bei einer Länge von $20\text{ }\mu\text{m}$ auf. Die Herstellung erfolgt durch das Beschichten eines Opfer-Biegebalkens mit Siliziumnitrid. Durch die geringen Abmessungen weist der Kanal im gefüllten Zustand nur eine Masse von 100 fg und eine Resonanzfrequenz von 25 MHz auf. Ausgehend von der Sauerbrey-Gleichung ist auf diese Weise eine Steigerung der Empfindlichkeit zu erwarten. In Abbildung 1.7(f) sind die normierten Amplituden, bezogen auf ihre Resonanzfrequenz, aufgetragen. Die Güte reduziert sich jedoch entgegen der Erwartungen der Forscher von $Q = 2900$ mit leerem Kanal auf $Q = 760$ bei



(e) Aufbau des beidseitig eingespannten Kanals



(f) Vergleich der Güte zwischen leerem und mit Ethanol gefülltem Kanal in Vakuum

Abbildung 1.7.: Aufbau eines beidseitig eingespannten und optisch angeregten Kanals mit einer geringen Masse von 100 fg. Die Güte reduziert sich bei Befüllung deutlich gegenüber dem unbefüllten Zustand in Vakuum [15].

Füllung mit Ethanol. Der Kanal wird in beiden Fällen im Vakuum betrieben und optisch angeregt und ausgewertet. Als Erklärungsansatz für die verringerte Güte wird die Variation des Querschnitts durch die Schwingung angenommen. Sitzen die Anschlüsse des Kanals nicht exakt gegenüber, wird der Querschnitt des Kanals während der Schwingung verringert, was dazu führt, dass das Fluid zurück in die Anschlüsse gepumpt wird. Die somit erzeugten Verluste führen zu einer reduzierten Güte. Durch Variation der Flüssigkeiten zwischen Wasser und Ethanol kann eine Masseauflösung von $\Delta f / \Delta m = (-103 \pm 2) \text{ Hz/fg}$ mit einer minimal auflösbaren Masse von 2 fg erreicht werden.

Stand der Forschung am Institut EMK

Eine alternative Geometrie auf Basis einer kreisförmig eingespannten Biegeplatte liegt als Ergebnis aus vorhergehenden Forschungsprojekten von Prof. Dr. Kupnik an der Universität Stanford vor. Die Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers (CMUTs) bestehen aus mehreren 500 nm dicken Silicon-on-Insulator (SOI)-Platten, die per Waverbonding zusammengefügt als kapazitive Plattenschwinger fungieren (Abbildung 1.8). Mittels CMUTs konnten bei Verwendung als Gassensor Volumenempfindlichkeiten von 35 pptv/Hz (parts per trillion by volume) und Massenauflösungen von $50 \text{ zg/Hz}/\mu\text{m}^2$ (zepto= 10^{-21}) zu Dimethylmethylphosphonat (DMMP) erreicht werden [1]. Im Patent der CMUTs [16] sind Anwendungen zur Messung in Flüssigkeiten vorgesehen. Wird die massive vibrierende Platte als Hohlkörper ausgeführt oder mit Kanälen versehen, führt die Flüssigkeit zu einem geringeren Einfluss auf die Güte. Vorteil des CMUT gegenüber Biegeschwingern ist das große resonante Volumen. Des Weiteren können verschiedene Flüssigkeiten über mehrere Zugänge im Sensor zusammengeführt und somit Reaktionen direkt überwacht werden. Die Fertigung der CMUTs kann zum Zeitpunkt der Arbeit nicht im Instituts-eigenen Reinraum durchgeführt werden.

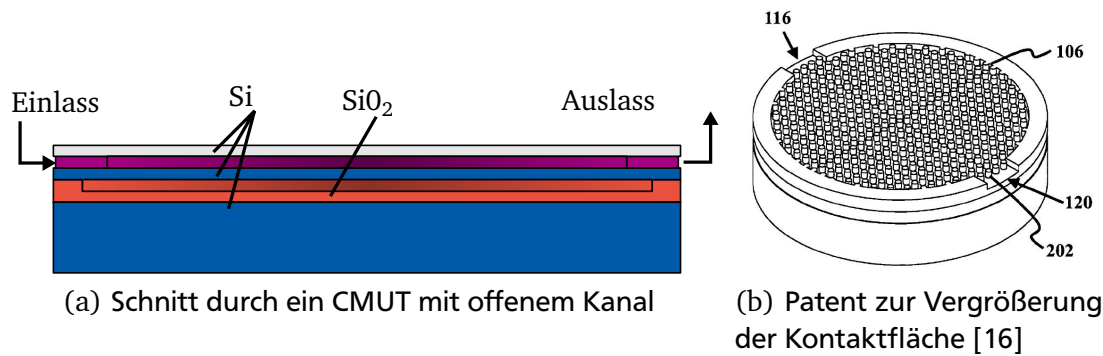


Abbildung 1.8.: Aufbau und Erweiterungsvorschlag eines kapazitiven Ultraschallsensors auf Basis von SOI-Platten. Oberhalb der schwingenden Elektrode kann ein Hohlkörper gefertigt und mit Flüssigkeiten durchflossen werden, um eine Änderung der Resonanzfrequenz zu erzeugen.

Fazit zum Stand der Technik

Aus der Recherche zum Stand der Technik ergeben sich einige vielversprechende Lösungen zur Massedetektion in Flüssigkeiten. Es werden in zwei kommerziellen Systemen Massen bis 1 fg bei 1,35 Hz/fg detektiert. Ein Großteil der Forschungen basiert dabei auf der Geometrie des frei schwingenden Biegebalkens. Nachteil dieser Geometrie ist, dass die maximale Geschwindigkeit bei Resonanz nur an der Spitze des Balkens auftritt und somit nur ein kleines Volumen der zu untersuchenden Flüssigkeit erreicht. Durch die Verwendung einer kreisförmigen Biegeplatte, wie sie beispielsweise beim CMUT zum Einsatz kommt, kann das Resonanzvolumen vergrößert werden. Für die Detektion von bestimmten Molekülen können Rezeptoren an den Wänden des Kanals aufgebracht werden. Durch das Einbringen von Säulen in den Kanal, wie es beim CMUT patentiert ist, kann die Reaktionsfläche gegenüber des Biegebalkens vergrößert werden. Ein weiterer, durch die Geometrie beschränkter, Aspekt ist das Mischen von Flüssigkeiten. Im Gegensatz zum Biegebalken sind beim CMUT verschiedene Einlässe für Flüssigkeiten möglich, die in der Mitte der Kammer aufeinander treffen. Somit lassen sich Reaktionen zwischen den Molekülen und verschiedenen Flüssigkeit direkt beobachten. Aus diesen Gründen ist die Erforschung von alternativen Geometrien zum Einsatz für das Mass-Loading-Prinzip vielversprechend. Im Rahmen dieser Arbeit sollen erste Umsetzungen auf Basis eines piezoelektrischen Ultraschallwandlers entwickelt und modelliert werden. Die Ergebnisse werden anschließend für die Entwicklung von CMUTs weiter verwendet.

2 Grundlagen des piezoelektrischen Wandlers

Ausgangspunkt für die Entwicklung und Modellierung des Mass-Loading-Sensors in dieser Arbeit ist ein Ultraschallwandler vom Typ MA40B8S (Murata Manufacturing Co., Ltd., Japan), dessen Funktionsweise auf einer kreisförmigen piezoelektrischen Keramik basiert. Die Piezokeramik dieses Wandlers ist als radialer Flächendehnungsschwinger (engl. Extensional Mode) konfiguriert und auf der Ober- und Unterseite elektrisch kontaktiert. Eine an den Elektroden aufgetragene Spannung führt zu einer radialen Ausdehnung. Durch die auf der Piezokeramik aufgetragene dünne Metallplatte ergibt sich eine Biegebewegung des Systems (Abbildung 2.1). Bei harmonischer Anregung bildet das System somit einen Ultraschallsender, der die elektrische Leistung in akustische umwandelt. Zur Beschreibung des Ultraschallwandlers wird im Folgenden die Schicht der Piezokeramik gesondert betrachtet.

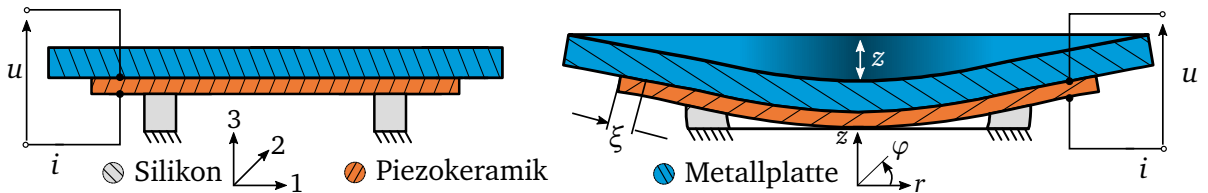


Abbildung 2.1.: Auslenkung des Ultraschallwandlers durch eine Piezokeramik in Radialmode

2.1 Piezoelektrische Grundgleichungen

Der Zusammenhang zwischen elektrischer Anregung und mechanischer Ausdehnung kann über die piezoelektrischen Grundgleichungen beschrieben werden. Dabei kann sowohl über den inversen piezoelektrischen Effekt eine mechanische Größe durch eine elektrische Anregung erzeugt werden, als auch durch den direkten piezoelektrischen Effekt eine elektrische Größe über eine mechanische Anregung. Die piezoelektrischen Grundgleichungen werden im Anhang unter Anhang A.4 anhand der Arbeit von Tichý [17] aus der thermodynamischen Beschreibung hergeleitet. Im adiabatischen und isothermen Zustand gelten unter Vernachlässigung von Temperatur und Entropie die vereinfachten Gleichungen 2.1 in Tensor-Schreibweise.

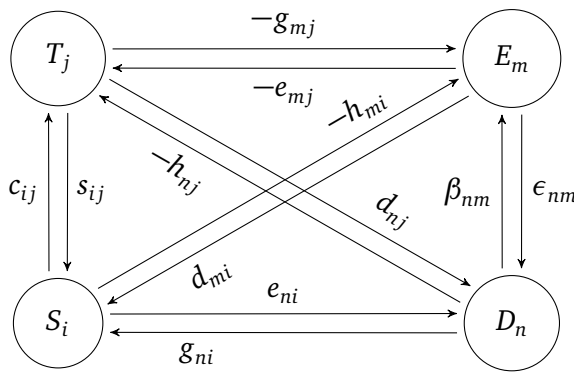
$$D_n = \epsilon_{nm}^T E_m + d_{nj} T_j \quad S_i = d_{mi} E_m + s_{ij}^E T_j \quad (2.1a)$$

$$D_n = \epsilon_{nm}^S E_m + e_{ni} S_i \quad T_j = -e_{mj} E_m + c_{ij}^E S_i \quad (2.1b)$$

$$E_m = \beta_{nm}^T D_n - g_{mj} T_j \quad S_i = g_{ni} D_n + s_{ij}^E T_j \quad (2.1c)$$

$$E_m = \beta_{nm}^S D_n - h_{mi} S_i \quad T_j = -h_{nj} D_n + c_{ij}^E S_i \quad (2.1d)$$

Sie beschreiben den Zusammenhang zwischen der dielektrischen Verschiebung D_n mit der elektrischen Feldstärke E_m sowie der mechanischen Spannung T_j und der Dehnung S_i . Die Kopplung der Größen erfolgt reversibel, sodass die Materialkonstanten ineinander überführt werden können (Abbildung 2.2). Bei Piezokeramiken existieren unterschiedliche Schwingungsformen abhängig von den Materialparametern und der anregenden Frequenz. Diese



Symbol	Bezeichnung
ϵ_{nm}	dielektrische Permittivität
β_{nm}	dielektrische Impermittivität
s_{ij}	Elastizitätskoeffizienten
c_{ij}	Elastizitätsmodul
d_{nj}	piezoelektrischer Koeffizient
g_{mj}	piezoelektrischer Koeffizient
h_{mi}	piezoelektrischer Modul
e_{ni}	piezoelektrischer Modul

Abbildung 2.2.: Beziehungen und Materialkonstanten zwischen den intensiven und extensiven Zustandsgrößen von piezoelektrischen Kristallen im adiabatischen und isothermen Zustand. Die Pfeile weisen immer von einer abhängigen zu einer unabhängigen Zustandsgröße [17].

werden u.a. in Längs, Dicken, Biege, und Schermoden unterteilt. Für Quarzkristallwaagen werden üblicherweise scherschwingende Piezokeramiken verwendet, bei denen sich die Oberseite mit dem Wägegut parallel zur fixierten Unterseite verschiebt. Dies hat den Vorteil, dass kaum akustische Leistung an die umgebende Luft abgegeben und somit eine hohe Sensitivität erreicht wird. Da der vorliegende Ultraschallwandler als Sender und Empfänger entwickelt wurde, erfolgt durch den Aufbau im Gegensatz zum Scherschwinger eine gute akustische Kopplung, die jedoch für den Einsatz als Sensor hinderlich ist.

2.2 Ersatzschaltbild des idealen Wandlers

Zur Darstellung der Dehnung der Piezokeramik wird Gleichung 2.1a in Zylinderkoordinaten mit der Dehnung $S_i = [S_{rr}, S_{\varphi\varphi}, S_{zz}, S_{\varphi z}, S_{rz}, S_{r\varphi}]$ und dem elektrischen Feld $E_m = [E_r, E_\varphi, E_z]$ in Tensorschreibweise formuliert. Dabei werden der Einfluss durch die aufgebrachte Metallplatte sowie die Masse der Piezokeramik und Verluste bei der elektrisch-mechanischen Wandlung vorerst vernachlässigt.

Das elektrische Feld zwischen den Elektroden ergibt sich über die Spannung U und dem Abstand Dicke_{PZT} zu $E_z = \frac{U}{\text{Dicke}_{\text{PZT}}}$. Unter der Annahme einer idealen Feldverteilung in z-Richtung mit $E_\varphi = E_r = 0$ und vernachlässigbarer mechanischer Spannung in z-Richtung ($T_{zz} = 0$) ergeben sich die Gleichungen 2.2.

$$S_{rr} = s_{11}^E T_{rr} + s_{12}^E T_{\varphi\varphi} + d_{31} E_z \quad (2.2a)$$

$$S_{\varphi\varphi} = s_{12}^E T_{rr} + s_{11}^E T_{\varphi\varphi} + d_{31} E_z \quad (2.2b)$$

$$D_z = d_{31} T_{rr} + d_{31} T_{\varphi\varphi} + \epsilon_{33} E_z \quad (2.2c)$$

Um anhand dieser Gleichungen das Verhalten des idealen Wandlers zu beschreiben, erfolgen die Formulierungen der mechanischen Spannung und dielektrischen Verschiebung abhängig

von der mechanischen Dehnung und der elektrischen Feldstärke. Dabei kommt die Vereinfachung $\sigma = -\frac{s_{12}}{s_{11}}$ zum Einsatz.

$$T_{\varphi\varphi} = \frac{1}{s_{11}(1-\sigma^2)} (S_{\varphi\varphi} + \sigma S_{rr}) - \frac{d_{31}}{s_{11}(1-\sigma)} E_z \quad (2.3a)$$

$$T_{rr} = \frac{1}{s_{11}(1-\sigma^2)} (S_{rr} + \sigma S_{\varphi\varphi}) - \frac{d_{31}}{s_{11}(1-\sigma)} E_z \quad (2.3b)$$

$$D_3 = \frac{1}{s_{11}(1-\sigma)} (S_{\varphi\varphi} + S_{rr}) - \left(\frac{2d_{31}^2}{s_{11}(1-\sigma)} - \epsilon_{33} \right) E_z \quad (2.3c)$$

Auf Grund der Abhängigkeit zwischen radialer Dehnung und Dehnung in φ Richtung, gilt in erster Näherung $S_{\varphi\varphi} = S_{rr}$.

$$T_{rr} = \frac{(1+\sigma)}{s_{11}(1-\sigma^2)} S_{rr} - \frac{d_{31}}{s_{11}(1-\sigma)} E_z \quad (2.4a)$$

$$D_3 = \frac{2}{s_{11}(1-\sigma)} S_{rr} - \left(\frac{2d_{31}^2}{s_{11}(1-\sigma)} - \epsilon_{33} \right) E_z \quad (2.4b)$$

Um von den piezoelektrischen Grundgleichungen auf das Ersatzschaltbild des Wandlers zu gelangen, werden die mechanischen und elektrischen Feldgrößen durch die integrale Größen aus Gleichung 2.5 ersetzt. Anschließend erfolgt die Darstellung in der Schreibweise der komplexen Amplituden mittels der Ausdrücke aus Gleichung 2.6.

$$D_n = \frac{Q_n}{A_n} \quad E_m = \frac{u_m}{l_m} \quad T_j = \frac{F_j}{A_j} \quad S_i = \frac{\xi_i}{l_i} \quad (2.5)$$

$$Q \rightarrow \underline{Q} = \frac{1}{j\omega} \dot{Q}, \quad u \rightarrow \underline{u}, \quad F \rightarrow \underline{F}, \quad \xi \rightarrow \underline{\xi} = \frac{1}{j\omega} \dot{\xi} \quad (2.6)$$

Durch Aufteilen der Gleichungen in elektrische und mechanische Größen und der Definition der Eingangs- und Ausgangsgrößen des Wandlers, wie in Anhang A.5 beschrieben ist, ergibt sich die analytische Beschreibung des idealen Wandlers. Die Verknüpfungen zwischen den Ein- und Ausgangsgrößen des Wandlers und des Systems können durch konzentrische Bauteile dargestellt werden. Auf Grund der Verwendung der Geschwindigkeit v als Flussgröße und Kraft F als Differenzgröße ergibt sich in Abbildung 2.3 das Ersatzschaltbild des Wandlers mit elektrischer Kapazität und mechanischer Nachgiebigkeit, das im Folgenden zur Abbildung des Transducers erweitert wird.

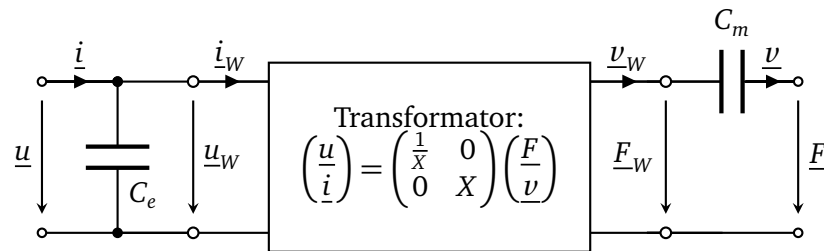


Abbildung 2.3.: Idealer piezoelektrischer Wandler mit elektrischer Kapazität und mechanischer Nachgiebigkeit. Abgeleitet von den piezoelektrischen Grundgleichungen.

2.3 Ersatzschaltbild nach Butterworth-van-Dyke

Unter Berücksichtigung der Masse der Piezokeramik und mechanischer Verluste, wird aus dem idealen piezoelektrischen Wandler aus Kapitel 2.2 das Ersatzschaltbild nach Butterworth-van-Dyke (BvD) (Abbildung 2.4 a)).

Die Kapazität C_0 stellt dabei den elektrischen Kondensator aus den Elektroden der Piezokeramik dar, während die Serienschaltung von L_1 , C_1 und R_1 der, auf die elektrische Seite transformierten, mechanischen Masse, Nachgiebigkeit und Dämpfung entspricht. Das BvD-Ersatzschaltbild berücksichtigt dabei die akustische Kopplung über den Widerstand R_1 .

Auf Grund der elektrischen Analogie zwischen Reihen- und Parallelschaltung kann das BvD-Ersatzschaltbild, wie von Procik in [18] beschrieben wird, auch durch einen Parallelschwingkreis modelliert werden (Abbildung 2.4 b)). Die Kapazität C_0^* entspricht dabei nicht mehr dem elektrischen Kondensator zwischen den Elektroden.

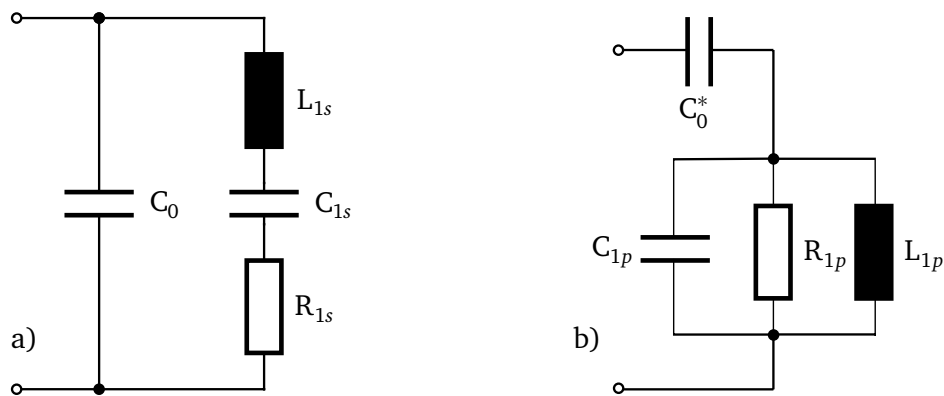


Abbildung 2.4.: Ersatzschaltbild nach Butterworth-van-Dyke [10] und Abwandlung mit Parallelschwingkreis aus [18]. C_0 stellt die elektrische Kapazität dar. Die mechanische Masse, Nachgiebigkeit und Dämpfung der Piezokeramik wird durch L_1 , C_1 und R_1 dargestellt. Nach Prodic kann das Verhalten in Parallelresonanz durch den rechts dargestellten Parallelschwingkreis modelliert werden.

Wird die Piezokeramik elektrisch angeregt und Betrag und Phase der Impedanz aufgenommen, ergibt sich auf Grund der zwei resultierenden Energiespeicher ein System mit zwei Resonanzfrequenzen (Abbildung 2.5). Die niedrigere der beiden Resonanzfrequenzen tritt bei der mechanischen Serienresonanz aus L_s und C_s auf. Dabei nimmt der Betrag der Impedanz den minimalen Wert an, was in der Analogie des Ersatzschaltbilds zum maximalen Strom auf der mechanischen Seite und somit zur maximalen Geschwindigkeit der mechanischen Bewegung führt.

Durch den Austausch von Energie zwischen der elektrischen Kapazität und dem mechanischen Schwingkreis tritt die Parallelresonanz auf. Bei dieser zweiten Resonanz nimmt die Impedanz ihr Maximum an. Die Modellierung von Impedanz und Phase im Bereich um die Parallelresonanz kann durch den von Procik vorgeschlagenen Parallelschwingkreis abgebildet werden (Abbildung 2.4 b)).

Unter- und oberhalb der Resonanzfrequenzen weist die Piezokeramik ein dominant kapazitives Verhalten mit geringer Dämpfung auf. Dies kann durch eine verlustbehaftete Serien-

oder Parallelschaltung eines Kondensators modelliert werden. Zwischen Serien- und Parallelresonanz liegt dagegen induktives Verhalten vor, das durch die Änderung der Phase auf $+90^\circ$ erkennbar ist. Durch mechanische und akustische Reibung weist die real auftretende Phase eine geringere Amplitude auf.

Anhand der Verluste in den einzelnen Ersatzschaltbildern, können Aussagen über die Dämpfung des Transducers im Hinblick auf die Simulation in Kapitel 5 getroffen werden.

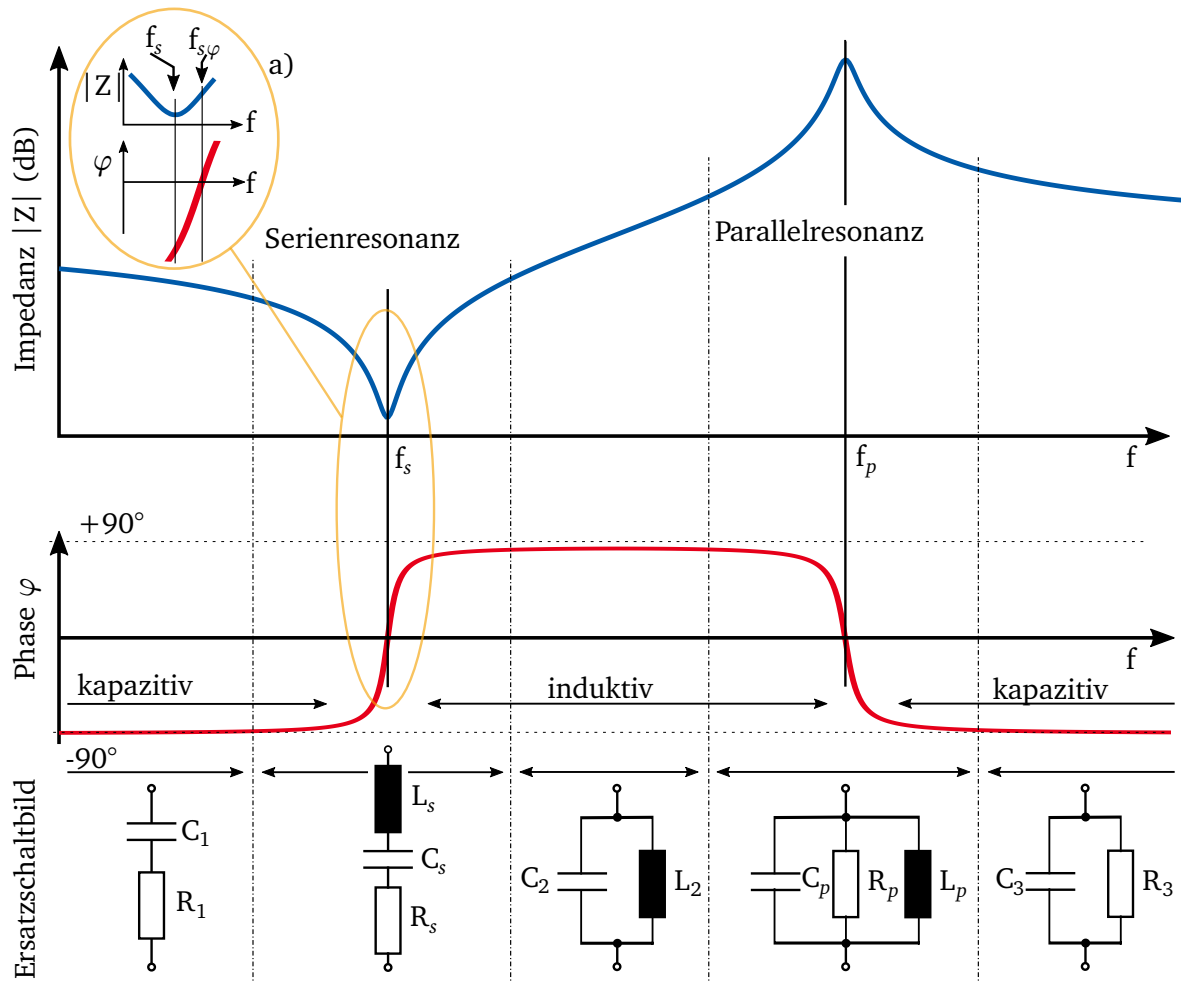


Abbildung 2.5.: Verlauf von Impedanz und Phase einer idealen Piezokeramik. Die Impedanz weist an der Serienresonanz ein Minima und an der Parallelresonanz ein Maxima auf. Zwischen den Resonanzen verhält sich die Piezokeramik ohmsch-induktiv. Die Ersatzschaltbilder unterhalb der Phase bilden das Verhalten der Piezokeramik und den Frequenzbereich ab. Der Einschub a) zeigt zudem den bei realen Piezokeramiken auftretenden Unterschied zwischen Resonanzfrequenz der Impedanz und Nulldurchgang der Phase [18].

Abweichung zwischen Resonanz der Impedanz und Phase

Im idealen Fall liegen die Extrema der Impedanz an der gleichen Resonanzfrequenz wie der Nulldurchgang der Phase. Das bedeutet, dass die Gesamtimpedanz ausschließlich durch die ohmschen Anteile vorgegeben wird. Bei realen Piezokeramiken ist jedoch eine Abweichung zwischen Extremwert der Impedanz und Phasennulldurchgang zu beobachten, wie in Abbildung 2.5 oberhalb der Impedanz hervorgehoben ist. Dies führt zu der Schwierig-

keit, dass die Piezokeramik bei resonanter Anregung mittels einer Oszillatorschaltung (bspw. Pierce-Oszillator) im Phasennulldurchgang betrieben wird, und somit nicht die maximale Geschwindigkeit bei der Auslenkung erreicht wird [18].

Definition der Güte

Aus dem Verlauf der Impedanz in Abbildung 2.5 lässt sich neben den Resonanzfrequenzen ein weiterer Faktor zur Beschreibung der Piezokeramik ermitteln. Dabei stellt die Höhe und Bandbreite der Resonanzen ein wichtiges Kriterium zur Beschreibung der Schwingung einer Piezokeramik dar. Diese kann über die Güte, auch Qualitätsfaktor (Q-Faktor) genannt, beschrieben werden und ist definiert als:

$$Q = 2\pi \frac{\text{Zu Beginn einer Periode gespeicherte Energie}}{\text{Im Verlauf der Periode thermisch umgesetzte Energie}} \quad (2.7)$$

Eine höhere Güte beschreibt eine stärkere Überhöhung der Schwingung bei Resonanz und stellt somit ein Qualitätsmerkmal für den zu entwerfenden Sensor dar. Üblicherweise wird die Güte über die Bandbreite der 3dB-Grenzfrequenzen der Resonanz definiert [19]. Bei piezoelektrischen Wandlern unterscheidet sich die Güte der Serien- und Parallelresonanz [20]. Um die Dämpfung des Transducers in Kapitel 4.3 zu bestimmen, wird daher die Güte beider Resonanzen separat ermittelt und durch die Indices s und p referenziert.

2.4 Fazit aus der Betrachtung der Ersatzschaltbilder

Die bisherig vorgestellte Modellierung berücksichtigt nur die Piezokeramik. Bei dem vorliegenden Ultraschallwandler ist jedoch zusätzlich eine Metallplatte formschlüssig auf die Piezokeramik aufgebracht. Diese führt, neben einer Zunahme der Masse, zu einer Umwandlung der radialen Ausdehnung der Piezokeramik zu einer rotationssymmetrischen Biegung des Gesamtsystems. Die Massenzunahme kann durch das BvD-Modell durch eine vergrößerte Induktivität abgebildet werden, was sich bei den Messungen in Kapitel 7.2 zeigen soll. Die Änderung der Schwingungsform ist hingegen nicht mehr durch konzentrische Bauteile darstellbar und müsste somit durch rotatorische Verknüpfung von finiten Netzwerkelementen erfolgen. Da im Hinblick auf die Modifikation des Transducers mittels flüssigkeitsgefülltem Kanal eine weitere Steigerung der Komplexität zu erwarten ist, wird die analytische Modellierung auf das Ersatzschaltbild nach Butterworth-van-Dyke reduziert. Die in Kapitel 1.3 vorgestellten Arbeiten weisen jedoch auch den charakteristischen Verlauf der Serienresonanz aus Abbildung 2.5 auf, der durch die gezeigten konzentrischen Bauteile abgebildet werden kann. Daher scheint die Modellierung mittels vereinfachtem Ersatzschaltbild aussichtsreich. Die verlustbehafteten Bauteile des Ersatzschaltbilds können im Hinblick auf die Simulation in Kapitel 5 verwendet werden, um einen Startwert für die Ermittlung der Dämpfungen der Piezokeramik erhalten.

Um das vorgestellte Modell mit dem Ultraschallwandler vergleichen zu können wird dieser in den folgenden Kapiteln charakterisiert.

3 Entwicklung eines Messstandes zur flächenbasierten Charakterisierung der mechanischen Eigenschaften

Um die im vorigen Kapitel erstellten Modelle auf den vorliegenden Transducer anwenden zu können, muss dieser charakterisiert werden. Die elektrischen Eigenschaften Impedanz und Phase lassen sich mittels eines Netzwerkanalysators bestimmen. Auf der mechanischen Seite kann der Transducer über die Auslenkung bzw. Geschwindigkeit der Metallplatte bei harmonischer Anregung beschrieben werden, die differentiell ineinander überführt werden kann. Erfolgt diese Auswertung über die gesamte Oberfläche des Transducers, ist zudem eine Bestimmung der Schwingungsmoden möglich. Da am Institut EMK kein Messplatz für die flächige Bestimmung von Geschwindigkeit zur Verfügung steht, wird dieser im Rahmen der Arbeit entwickelt und aufgebaut. Ein Ausschnitt aus der Entwicklung ist im Folgenden dokumentiert.

Kernelement ist dabei ein Vibrometer, welches den zeitlichen Verlauf der Geschwindigkeit an einem Punkt bestimmen kann. Das Messprinzip basiert auf dem Dopplereffekt bei monochromatischem Licht. Ein Laserstrahl wird auf die zu betrachtende Oberfläche gesendet. Durch eine Vibration an der Oberfläche erfolgt eine Frequenzänderung zwischen emittiertem und reflektiertem Licht, die durch eine Auswerteeinheit in eine geschwindigkeitsproportionale Spannung umgewandelt wird. Am Institut EMK stehen zwei identische Messköpfe vom Typ OFV-534 (Polytec GmbH, Waldbronn, Deutschland) und die Auswerteeinheiten OFV-2500 und OFV-3001 zur Verfügung, die sich in der Unterteilung der Auflösung der Bandbreite unterscheiden. Die Ansteuerung ist bei den vorgestellten Geräten jedoch identisch.

Der Messkopf des Vibrometers wird zur Ermittlung der Oberflächengeschwindigkeit über dem Transducer platziert. Durch Auswertung mittels eines Oszilloskops kann der zeitliche Verlauf der Geschwindigkeit ermittelt werden. Ziel ist es, den Aufbau vollständig zu automatisieren, um eine schnelle Überprüfung der Messproben zu ermöglichen. Dazu werden im ersten Schritt Anforderungen ermittelt, die bei der Umsetzung berücksichtigt werden sollen. Anschließend werden Konzepte zur mechanischen Umsetzung betrachtet, eine elektrische Ansteuerung zusammengestellt und der Messablauf in Matlab (MathWorks, Natick, USA) programmiert. Weitere Informationen sind unter Anhang B zu finden.

3.1 Anforderungen

Der Versuchsstand soll in der Lage sein, beliebige Proben elektrisch anzuregen und die Geschwindigkeit auf der Oberseite der Probe über die ganze Fläche abzutasten. Der in dieser Arbeit zu charakterisierende Transducer weist einen Durchmesser von 15 mm auf. Damit der Messstand im Anschluss an die Arbeit für weitere Forschungsprojekte genutzt werden kann, wird die abtastbare Fläche auf $\geq 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ festgelegt. Zur Ableitung der Anforderungen an die Positioniergenauigkeit werden die Daten des Vibrometer-Kopfs herangezogen. Der Laser des Vibrometers hat einen minimalen Durchmesser von $25 \mu\text{m}$, wobei durch Einsatz einer geeigneten Optik mit 20-facher Vergrößerung eine Reduktion auf $1,5 \mu\text{m}$ möglich ist. Um den maximalen Messbereich des Vibrometers ausnutzen zu können, soll die Positionierung der Probe auf mindestens $25 \mu\text{m}$ genau erfolgen. Im besten Falle wird auch der Messbereich

unter einer 20-fachen Vergrößerung mit Positionierung auf $1,5\mu\text{m}$ genau ermöglicht. Der Aufbau sollte mit den am Institut EMK vorhandenen Komponenten auskommen.

3.2 Mechanischer Aufbau

Um die Probe relativ zum Kopf des Laservibrometers zu positionieren, sind zwei grundlegende Aufbauten möglich, die in Abbildung 3.1 gezeigt sind. Bei dem im linken Bild beschriebenen Aufbau ist der Kopf des Vibrometers fest über dem Transducer befestigt, während der Transducer über eine Positionierplattform bewegt werden kann. Im rechten Bild ist der Transducer fixiert, während der Vibrometerkopf über eine geeignete Mechanik bewegt werden kann. Die beiden möglichen Aufbauten unterscheiden sich hinsichtlich der

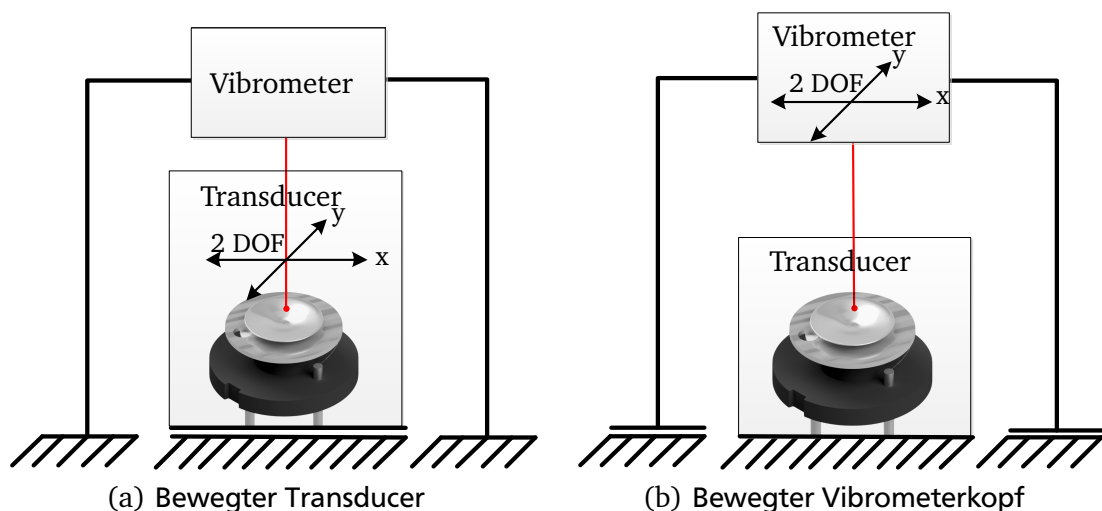


Abbildung 3.1.: Übersicht der möglichen Bewegungskonzepte. Wahlweise kann der Transducer unter dem fest stehenden Vibrometerkopf bewegt werden (a) oder der Vibrometerkopf oberhalb des fest stehenden Transducers (b).

zu bewegenden Masse, Steifigkeit des Aufbaus und Komplexität der benötigten Positioniereinheit (Tabelle 3.1). Wird nur der Transducer bewegt, kann die Positionierung über zwei orthogonal montierte Linearaktoren realisiert werden. Im Falle des bewegten Kopfes sind mindestens zwei Linearaktoren für die Bewegung in x und in y-Richtung notwendig. Wird der Aufbau ähnlich eines 3D-Druckers umgesetzt, sind sogar vier geführte Achsen notwendig. Die bewegte Masse liegt zwischen 50 g für den Transducer und 2 kg für den Kopf des Vibrometers. Zusätzlich kann der Einfluss von parasitären Schwingungen auf die Messung reduziert werden, indem die Masse des Messkopfs fest mit dem Messaufbau verbunden ist. Aus den aufgeführten Gründen stellt der feste Vibrometerkopf mit beweglichem Transducer die geeignetere Lösung dar (Abbildung 3.1(a)).

In der Umsetzung des mechanischen Konzepts (Abbildung 3.2) kommen zwei Linearaktoren des Typs UT-100 (Newport, Irvine, USA) zum Einsatz, welche orthogonal versetzt aufeinander montiert werden. Basis des gesamten Messaufbaus stellt ein optischer Messtisch (PBH252510, THORLABS, Newton, USA) dar. Über dem realisierten Kreuztisch ist der Kopf des Laservibrometers höhenverstellbar an Konstruktionsprofilen montiert.

Tabelle 3.1.: Bewertungskriterien zur Auswahl eines Bewegungskonzepts zwischen Vibrometer und Transducer

Kriterium	Bewegter Transducer	Bewegter Vibrometerkopf
niedrige bewegte Masse	Transducer (50 g)	Vibrometerkopf (2 kg)
einfache Positionier- einheit	2 Linearachsen unter dem Transducer	4 Linearführungen mit zwei Linear- achsen, quadratisch angeordnet
Verfügbarkeit	vorhanden	nicht vorhanden

Um zu vermeiden, dass sich zwischen dem Kopf des Vibrometers und dem Transducer eine stehende Welle ausbilden kann, welche das Schwingungsverhalten beeinflusst, wird ein akustischer Reflektor entworfen (Abbildung 3.2). Der Reflektor besteht aus einer per FDM-Verfahren hergestellten Platte mit eingelassenem Glas und wird zwischen Transducer und Vibrometerkopf in einem Winkel von 45° befestigt. An der Seite des Messaufbaus wird Akustikschaum als Absorber montiert. Die vom Transducer ausgesendeten Ultraschallwellen werden durch den Reflektor auf den Akustikschaum gelenkt und gedämpft.

3.3 Elektrischer Aufbau

Das Blockschaltbild des elektrischen Aufbaus ist im Anhang unter Abbildung B.1 zu sehen. Der Transducer wird mit Hilfe des Funktionsgenerators AFG-2225 (GWinstek, New Taipei City, Taiwan) angeregt. Die Schwingung wird durch das Laservibrometer aufgenommen und durch die Auswerteeinheit OFV-3001 als spannungsabhängige Größe dargestellt. Sowohl die den Transducer anregende Spannung als auch die Ausgangsspannung des Laservibrometers werden von einem Oszilloskop des Typs DSO-X 2002A (Keysight Technologies, Santa Rosa, USA) aufgenommen. Die Positionierung des Transducers erfolgt über einen Kreutztisch, welcher von einer, in einem PEM-Seminar entwickelten, Motorsteuerung angesteuert wird. Der gesamte Aufbau wird durch einen am Messstand verbauten Rechner mit der Software Matlab gesteuert. Die Motorsteuerung, das Vibrometer und der Funktionsgenerator sind über die seriellen Schnittstellen des Rechners angeschlossen. Die Einstellung des Oszilloskops sowie die aufgenommenen Messwerte werden über eine USB-basierte VISA-Schnittstelle (Virtual Instrument Software Architecture) transferiert.

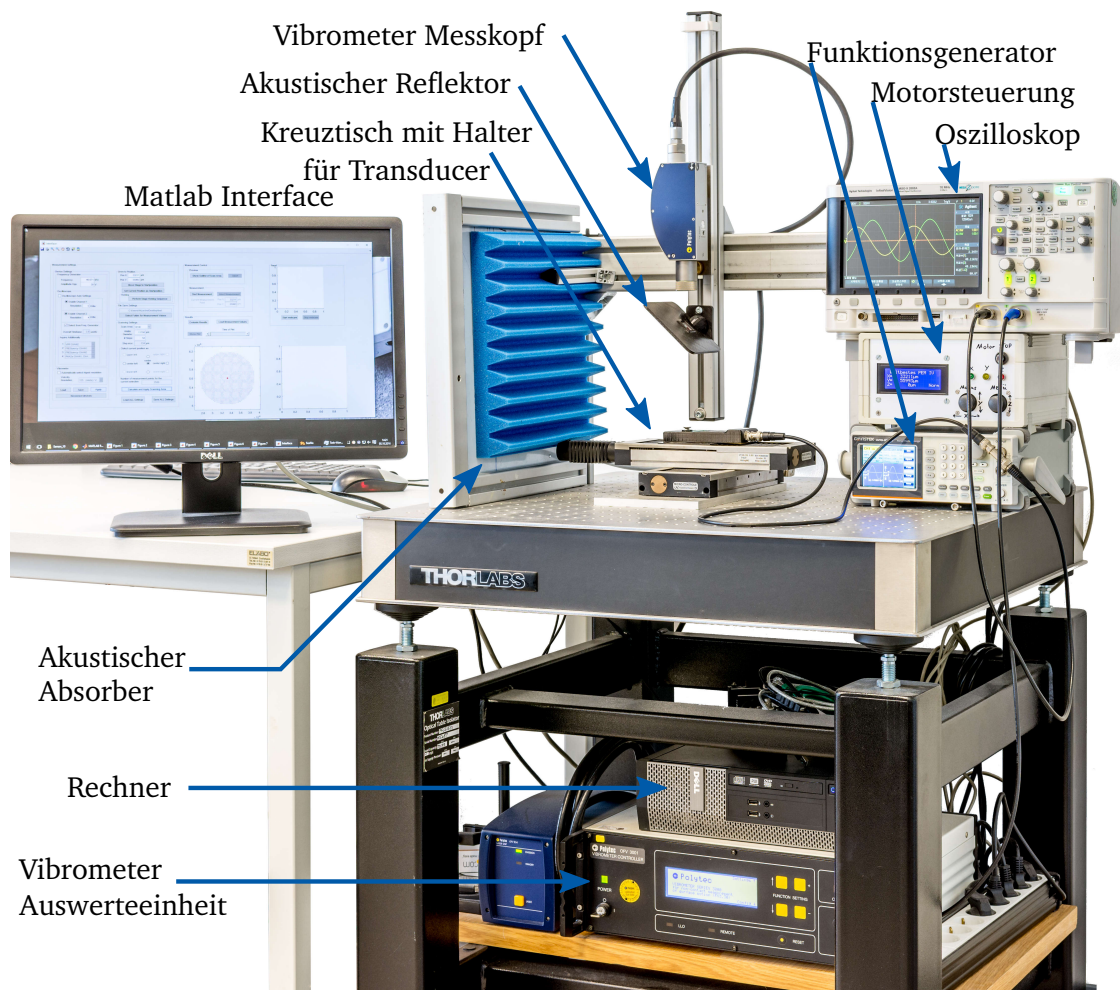


Abbildung 3.2.: Messstand zur Bestimmung der Oberflächengeschwindigkeit von Transducern über ein Vibrometer. Die Anregung erfolgt über einen Funktionsgenerator. Die Steuerung des Messablaufs und die Auswertung der mittels Oszilloskop aufgenommenen Messwerte erfolgt über Matlab. Zur Vermeidung von stehenden Wellen ist ein akustischer Reflektor und Absorber verbaut.

3.4 Bedienoberfläche

Die in Matlab implementierte Bedienoberfläche bietet die vollständige Kontrolle über den Messvorgang (Abbildung 3.3). Die Anordnung der Bedienelemente ist entsprechend der Eingabereihenfolge der Informationen angeordnet. Die jeweiligen nächsten Schritte werden erst nach erfolgreicher Eingabe der benötigten Informationen freigegeben.

In der linken Seite der Bedienoberfläche (Abbildung 3.3 (I)) werden die Einstellungen zu den Messgeräten eingegeben. Ausgehend von der anregenden Frequenz und Amplitude können die relevanten Einstellungen für das Oszilloskop und Vibrometer vom Programm automatisch ermittelt und gesetzt werden. Die Auflösung des Vibrometers stellt dabei eine Besonderheit dar, da diese an jedem zu messenden Punkt individuell ermittelt werden kann.

Im oberen Bereich des zweiten Reiters (Abbildung 3.3 (II)) befinden sich die Einstellung des Kreuztisches. Es kann eine beliebige Position im Verfahrbereich von 120 mm x 120 mm in

μm Schritten angefahren werden. Alternativ kann über den an der Motorsteuerung befindlichen Joystick manuell eine Position angefahren und in der Bedienoberfläche übernommen werden. Neben dem Speicherort für die Daten befinden sich im gleichen Reiter die Einstellungen für die abzuscannende Fläche (Abbildung 3.3 (III)). Diese kann wahlweise als Quadrat, Kreis, Linie oder Punkt mit beliebigen Seitenlängen und Abtastschritten festgelegt werden. In dem darunter liegenden 6x6 Auswahlfeld wird die aktuelle Position des Kreuztisches relativ zum Messbereich festgelegt. Die bei der Messung anzufahrenden Punkte werden nach dem Berechnen im ersten Diagramm in der Mitte als blaue Punkte angezeigt (Abbildung 3.3 (III)).

Sowohl die Einstellungen bezüglich der Messgeräte als auch alle Einstellungen inklusive des abzutastenden Bereiches können als mat-Datei gespeichert und geladen werden. Sind alle vorigen Einstellungen erfolgreich übernommen, kann wahlweise der äußere Rand abgefahren werden, um die gewünschte Positionierung zu überprüfen (Abbildung 3.3 IV). Alternativ dazu kann die Messung direkt gestartet werden. In dem Diagramm mit den blauen zu messenden Positionen zeigt anschließend ein roter Punkt die aktuelle Position der Motorsteuerung an. Nach erfolgreicher Aufnahme der Messwerte wird die Position grün gefärbt. Konnten einige Messwerte nicht ermittelt werden, da sie beispielsweise außerhalb des Messbereichs des Vibrometers liegen, wird der Punkt rot gefärbt.

Im rechten oberen Bereich der Bedienoberfläche (Abbildung 3.3 (V)) kann ein am Mess-tisch montiertes USB-Mikroskop gesteuert werden, welches eine visuelle Kontrolle des Messvorgangs ermöglicht. Über einen Remote-Zugang auf den Rechner ist somit jederzeit Fortschrittsüberwachung als auch vollständige Kontrolle des Messaufbaus möglich.

Nach abgeschlossener Messung können die Ergebnisse direkt in der Bedienoberfläche evaluiert werden (Abbildung 3.3 (VI)). Die unteren beiden Diagrammfelder (III und VI) zeigen in diesem Fall die maximale Geschwindigkeit und maximale Auslenkung der gescannten Fläche an. Der Zeitpunkt zur Darstellung der beiden Größen kann über einen Schieber innerhalb einer Periode festgelegt werden (Abbildung 3.3 (VI)). Alternativ ist die animierte Darstellung über den Verlauf einer Periode möglich. Die dabei erzeugten Plots werden zusätzlich im Datenpfad hinterlegt.

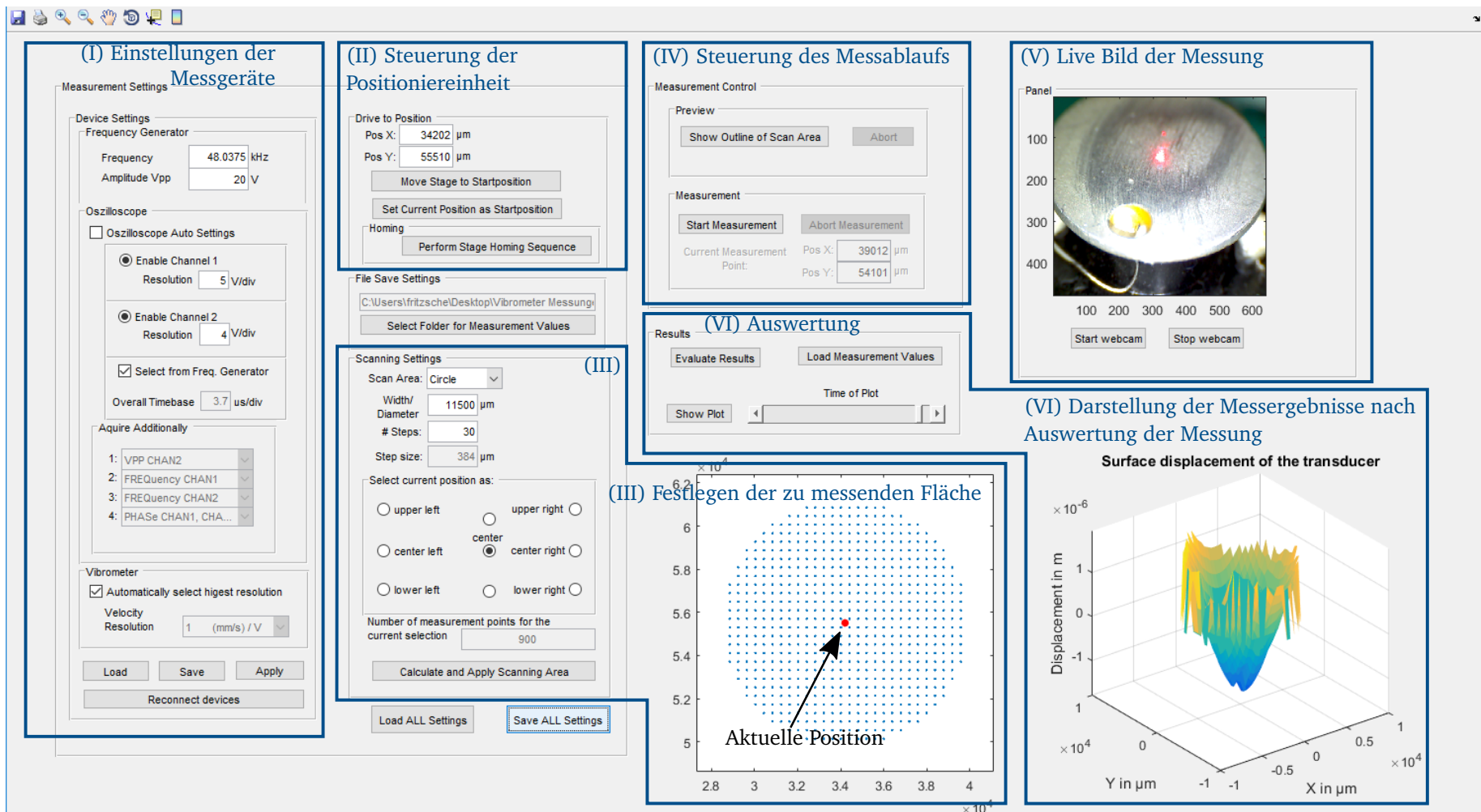


Abbildung 3.3.: Bedienoberfläche des Messaufbaus. Die Einstellungen zur elektrischen Anregung und Auswertung mittels Frequenzgenerator, Oszilloskop und Vibrometer werden in (I) festgelegt. Nach der Positionierung des Transducers (II) wird die zu messende Fläche ausgehend von der aktuellen Position festgelegt (III). Der in (IV) gestartete Messvorgang kann über eine Webcam in (V) beobachtet werden. Nach erfolgreicher Messung wird der Betrag der Auslenkung und Geschwindigkeit in (III) und (VI) dargestellt.

3.5 Messablauf

In Abbildung 3.4 ist ein Ausschnitt des Ablaufdiagramms zur Messung zu sehen. Nach dem Start des Interfaces werden, wie unter Abbildung B.1 beschrieben, Einstellungen zu den Messgeräten und dem zu scannenden Bereich festgelegt und an die Geräte übermittelt. Wahlweise kann anschließend der äußere Rand des Messbereichs abgefahren oder die Messung direkt gestartet werden. Der eigentliche Messvorgang ist im rechten Teil von Abbildung 3.4 gezeigt. Dazu wird die erste zu scannende Position angefahren. Alle Achsen der Motorsteuerung werden gestoppt und ein eventuelles Übersteuern des Vibrometers im aktuellen Messbereich abgefragt. Falls die Option zur optimalen Anpassung des Vibrometer-Messbereichs gesetzt ist, wird der Messbereich automatisch schrittweise verstellt, um maximale Sensitivität ohne Übersteuern zu erhalten. Anschließend werden die Messwerte vom Oszilloskop aufgenommen und nach Matlab transferiert. Die Bestimmung der Phasenverschiebung zwischen elektrischer Anregung und der Geschwindigkeit wird als Kontrolle der erfolgreichen Messung genutzt. Gibt dieser Wert einen Fehlercode zurück, wird der Messbereich des Vibrometers erneut angepasst und die Messwerte ein weiteres Mal aufgenommen. Anschließend werden die Messwerte sowohl als Textdatei für den aktuellen Punkt als auch zusammen mit allen Punkten in einer Matlab-Cell gespeichert. Das Abspeichern der Textdatei verhindert Datenverlust bei ungewollter Unterbrechung der Messung. Nach der Datenspeicherung wird der nächste Messpunkt angefahren, bis der gesamte Bereich abgetastet wurde. Falls gewünscht, können die Plots für Auslenkung und Geschwindigkeit automatisch erzeugt und gespeichert werden. Anschließend stehen alle Messwerte in der unter Anhang B.2 dokumentierten Matlab-Cell zur Auswertung zur Verfügung.

Korrektur Phasenverschiebung

Eine Besonderheit, auf die bei der Auswertung der Phase Rücksicht genommen werden muss, ist die Zeitverzögerung des Vibrometers. Diese ist laut Datenblatt konstant, jedoch abhängig von der eingestellten Auflösung (siehe F.1). Die Zeitverzögerung liegt je nach Messbereich zwischen $5,2\mu s$ und $23,9\mu s$. Bei einer Frequenz von 40 kHz entspricht dies nach Gleichung 3.1 bereits einer Phasenverschiebung von 344° .

$$\varphi_{\text{Fehler, delay}} = 360^\circ \cdot t_{\text{delay, Vibrometer}} \cdot f_{\text{Anregung}} \quad (3.1)$$

Bei der Auswertung der aufgenommenen Messdaten erfolgt daher eine Korrektur der Phasenverschiebung. Der frequenzabhängige Fehler wird von dem Messwert subtrahiert und der Winkel im Bereich von $\pm 180^\circ$ dargestellt.

Mit dem entwickelten Messstand steht somit eine Möglichkeit zur Verfügung, die Geschwindigkeit und Auslenkung an der Oberfläche von Ultraschallwandler zu ermitteln.

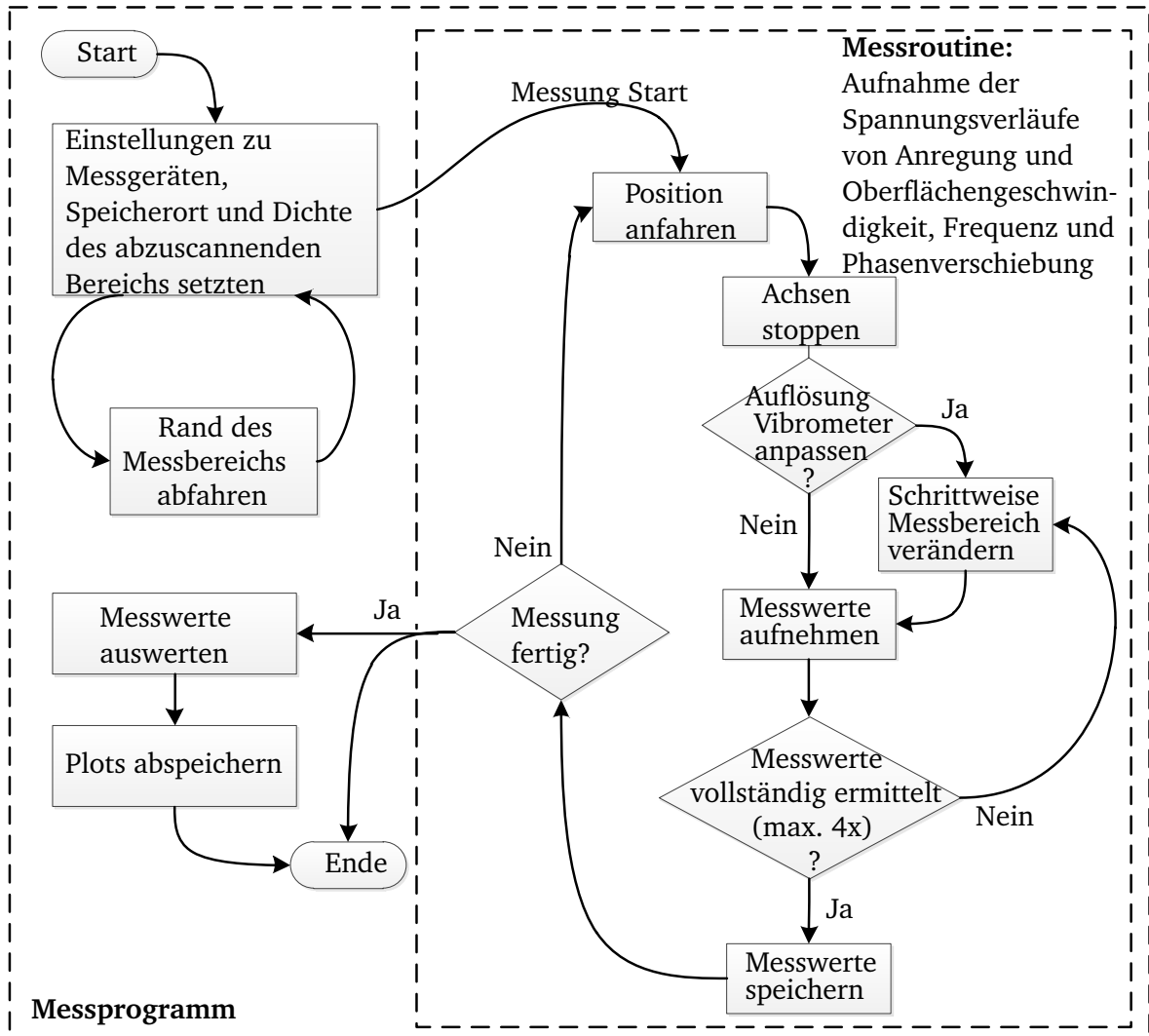


Abbildung 3.4.: Ablaufdiagramm der Messung. Nach der Eingabe der Einstellungen wird die Oberflächengeschwindigkeit auf der gewünschten Fläche schrittweise ermittelt. Die Achsen des Kreuztisches werden dabei an jedem Messpunkt gestoppt, um den Einfluss der Geschwindigkeitskomponente der Bewegung zu verhindern. Sofern gewünscht wird der Messbereich des Vibrometers an jedem Messpunkt schrittweise angepasst, um eine maximale Auflösung zu erreichen. Ist die zu messende Geschwindigkeit zu gering oder kann auf Grund von Reflexion keine erfolgreiche Messung durchgeführt werden, wird nach vier Versuchen der nächste Messpunkt angefahren und eine leere Messreihe hinterlegt. Die Berechnung der Auslenkung und Anzeige beider Plots kann nach Fertigstellung der Messung in der Bedienoberfläche durchgeführt werden.

4 Charakterisierung des Transducers

Ausgangspunkt für die Entwicklung und Modellierung des Mass-Loading-Sensors ist ein Ultraschallwandler vom Typ MA40B8S. Durch die Verwendung eines piezoelektrischen Wandlers kann sowohl die Anregung als auch Auswertung der Schwingung über die elektrischen Größen erfolgen. Der Aufbau des Transducers ist in Abbildung 4.1 gezeigt. Das Verhalten beruht auf einer kreisförmigen Piezokeramik (PZT-Schicht), die formschlüssig mit einer Metallplatte verbunden ist. Durch Dehnung der Piezokeramik in radiale Richtung erfolgt eine Beugung der Platte, wodurch die umgebende Luft in Schwingung versetzt wird.

Für die Verwendung des Ultraschallwandlers als Sensor ist ein grundlegendes Verständnis des Verhaltens notwendig. Der Transducer soll daher analytisch und numerisch nachgebildet werden. Anhand der entwickelten Modelle kann die Modifikation des Sensors zur Messung von Flüssigkeiten erfolgen. Grundlage zur Synthese des Modells sind die geometrischen, elektrischen und mechanischen Eigenschaften. Einige Eigenschaften können bereits aus dem Datenblatt ermittelt werden. Informationen über die verwendeten Materialien, genauen Abmessungen oder elektrischen Eigenschaften liegen jedoch nicht vor. Aus diesem Grund werden die Eigenschaften des Transducers im folgenden Kapitel ermittelt.

4.1 Ermittlung der geometrischen Abmessungen

Der Aufbau des Transducers ist in Abbildung 4.1 gezeigt. Die Piezokeramik bildet mit der Metallplatte ein Schwingungssystem. Über eine Silikonschicht ist die Piezokeramik elastisch mit dem Halter verbunden. Zur Kontaktierung der Piezokeramik ist eine Bohrung in der Metallplatte eingebracht. Zur effizienteren Abgabe von Ultraschall an die Luft ist über eine Klebeschicht in der Mitte der Metallplatte ein Horn befestigt (Abbildung 4.2). Der Transducer weist einen äußeren Durchmesser von 16 mm bei einer Höhe von 12 mm auf.

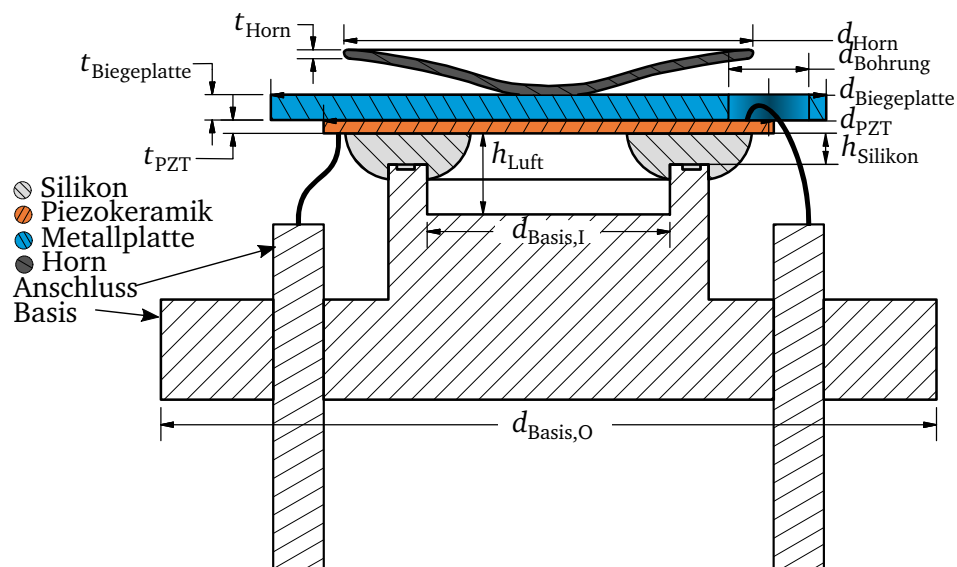


Abbildung 4.1.: Querschnitt des Transducers mit einigen charakteristischen Abmessungen

Die Abmessungen der einzelnen Schichten des Transducers sind nicht über Angaben aus Datenblättern zu ermitteln. Daher werden Schnittbilder von fünf Transducern angefertigt und die Schichtdicken mittels Mikroskop (Keyence VHX-600, Osaka, Japan) bestimmt. Um den Schichtaufbau des Transducers nicht zu zerstören, wird dieser vor der mechanischen Bearbeitung in ein chemisch lösbares Kalteinbettmittel (Technovit 5071, Kulzer Technik) eingebracht. Ein Ausschnitt der Bilder ist in Anhang C.1 zu finden. Im Vergleich der ein-

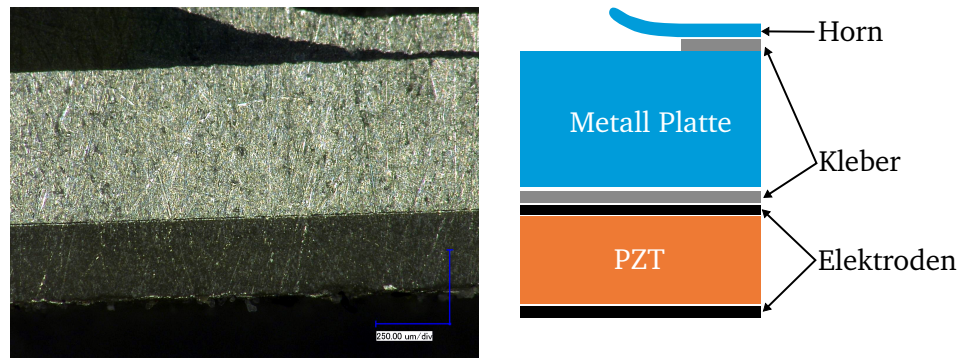


Abbildung 4.2.: Schnitt durch die Metallplatte und Piezokeramik

zelnen Transducer untereinander kann eine Variation der Silikonschichtdicke festgestellt werden. Diese liegt bei Werten zwischen $218\text{ }\mu\text{m}$ und $612\text{ }\mu\text{m}$. Zudem ist die Kavität zwischen Piezokeramik und Halter nur bei einigen Transducern vollständig durch den Silikonring verschlossen. Die PZT Schicht weist einen geringeren Durchmesser als die Metallplatte auf. Durch Fertigungstoleranzen sind die beiden Schichten jedoch nicht immer konzentrisch zueinander aufgebracht. Die PZT Schicht ist zudem als Schutz von einer Klebeschicht umgeben, die am äußeren Rand den Spalt zwischen Metallplatte und PZT ausfüllt. Mittels der in Tabelle 4.1 ermittelten Abmessungen kann die Geometrie des Transducers modelliert werden.

Tabelle 4.1.: Abmessungen des Transducers Nr. 1 vom Typ MA40B8S

Symbol	Beschreibung	Wert
$d_{\text{Biegeplatte}}$	Durchmesser der Metallplatte	$11,16\text{ mm} \pm 20\text{ }\mu\text{m}$
$t_{\text{Biegeplatte}}$	Materialstärke der Metallplatte	$510\text{ }\mu\text{m} \pm 10\text{ }\mu\text{m}$
d_{Bohrung}	Durchmesser der Bohrung in Metallplatte	2 mm
d_{PZT}	Durchmesser der Piezokeramik	$9,01\text{ mm} \pm 100\text{ }\mu\text{m}$
t_{PZT}	Materialstärke der Piezokeramik	$256,6\text{ }\mu\text{m} \pm 20,5\text{ }\mu\text{m}$
h_{Silikon}	Dicke des Silikons zwischen Basis und PZT	$285\text{ }\mu\text{m} \pm 65\text{ }\mu\text{m}$
h_{Luft}	Abstand zwischen Boden der Kavität und PZT	$1,285\text{ mm} \pm 70\text{ }\mu\text{m}$
d_{Horn}	Durchmesser des Horns	$850\text{ }\mu\text{m} \pm 120\text{ }\mu\text{m}$
t_{Horn}	Materialstärke des Horns	$135\text{ }\mu\text{m} \pm 13\text{ }\mu\text{m}$
$t_{\text{Elektroden}}$	Materialstärke der Elektrodenschicht	$21,62\text{ }\mu\text{m}$
$t_{\text{Kleber PZT}}$	Klebeschicht zwischen PZT und Metallplatte	$10,4\text{ }\mu\text{m} \pm 8,2\text{ }\mu\text{m}$
$t_{\text{Kleber Horn}}$	Materialstärke der Klebeschicht zwischen Metallplatte und Horn	$20,52\text{ }\mu\text{m} \pm 4\text{ }\mu\text{m}$

4.2 Bestimmung der verwendeten Materialien

Zur Erstellung eines Modells des Transducers müssen die verwendeten Materialien der einzelnen Schichten bestimmt werden. Da im Datenblatt dazu nur wenige Informationen zu finden sind, werden die Materialien auf die folgende Weise ermittelt.

Bestimmung des Materials der Metallplatte

Um das Material der Metallplatte zu bestimmen, wird die Piezokeramik mechanisch entfernt. Anschließend werden die Abmessungen sowie das Gewicht bestimmt. Die Dichte der Metallplatte ergibt sich zu $2,622 \text{ g/cm}^3 \pm 0,103 \text{ g/cm}^3$. Die Messunsicherheit wird durch die Waage (Kern EW 620NM-3NM, Balingen, Deutschland [21]), den Messschieber und den zusätzlichen Abtrag von Material bei der Entfernung der Keramik bestimmt. Ein Vergleich mit gängigen Materialdichten (Tabelle 4.2) lässt auf die Verwendung einer Aluminiumlegierung als Metallplatte schließen.

Tabelle 4.2.: Vergleich der berechneten Dichte der Metallplatte mit gängigen Materialien

Material	Gewicht	Volumen	Dichte
Biegeplatte	123 mg	46,907 mm ³	$2,622 \text{ g/cm}^3 \pm 0,103 \text{ g/cm}^3$
Magnesium			$1,738 \text{ g/cm}^3$ [22]
Aluminium			$2,70 \text{ g/cm}^3$
AlMg5			$2,63 \text{ g/cm}^3$
AlCuNi			$2,8 \text{ g/cm}^3$

Bestimmung der Piezokeramik

Über die verwendete Piezokeramik wird im Datenblatt keine Aussage getroffen. Eine Recherche nach den von Murata verwendeten Materialien führt auf die PIEZOTITE-Reihe [23]. Darin werden die Keramiken P-6C, P-6E, P-6X, P-7 und P-7B für die Verwendung als Sensor oder akustische Wandler empfohlen. Da die elektrischen und mechanischen Eigenschaften der Piezokeramik nicht unabhängig von der restlichen Sensorstruktur ermittelt werden können, werden alle Materialien als Modelle zur numerischen Simulation vorbereitet. Der Vergleich des numerisch simulierten Verhaltens mit den experimentell bestimmten Werten soll das verwendete Material ermitteln.

Bestimmung des verwendeten Silikons

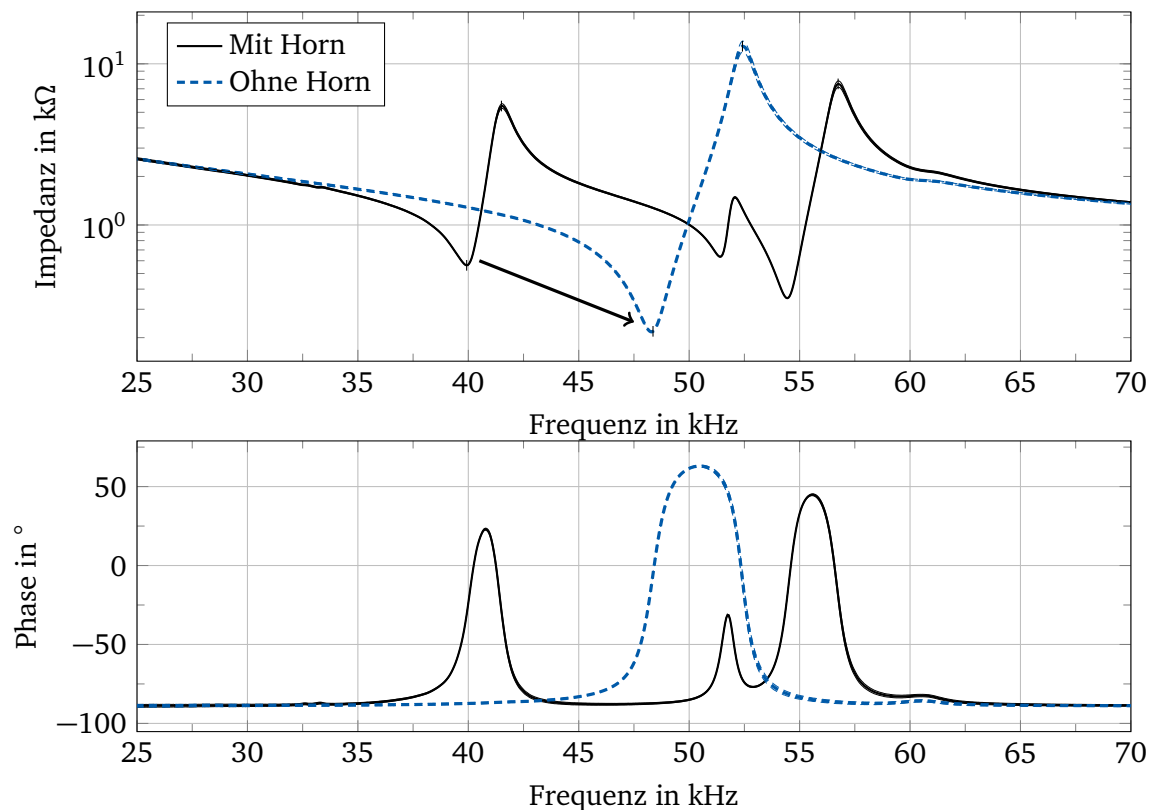
Der Ansatz, die Bestimmung der Materialeigenschaften des Silikons über Tests an der Zug-Druck-Prüfmaschine des Instituts EMK (Inspekt table 5kN, Hegewald & Peschke, Nossen, Deutschland) zu ermitteln, wird auf Grund der verfügbaren Probengeometrie verworfen. Sowohl die Einspannung des Materials als auch der variable Querschnitt, der vom Transducer entfernten Proben, würde die Aussagekraft der Versuche einschränken. Da der Einfluss des Silikons auf das Schwingungsverhalten des Transducers als gering angenommen wird, erfolgt eine Betrachtung der Materialeigenschaften im Rahmen der Finiten-Elemente-Methode.

Weiterführende Schritte

Die Materialien und Materialeigenschaften des Transducers sind durch die vorhergegangenen Schritte eingegrenzt. Zusammen mit den geometrischen Abmessungen ist somit die numerische Modellierung möglich. Um die Ergebnisse der Simulationen verifizieren zu können, werden in den nächsten Schritten elektrische und mechanische Eigenschaften des Transducers ermittelt.

4.3 Ermittlung der elektrischen Eigenschaften

Die elektrischen Eigenschaften des Transducers werden am Netzwerkanalysator E5061B mit Test Fixture 16047E (Agilent Technologies, Santa Clara, USA) ermittelt. Die Verläufe für Impedanz und Phase zeigen neben der Grundmode bei 40 kHz zwei weitere Moden auf, die durch die Kopplung mit dem Horn verursacht werden (Abbildung 4.3). Wird das Horn entfernt, verschwinden höhere Moden und die Resonanzfrequenzen verschieben sich bei steigender Amplitude durch die verringerte Masse nach rechts zu höheren Frequenzen. Die Phase weist zwischen Serien- und Parallelresonanz induktives Verhalten auf. Auf Grund von Dämpfung beträgt die maximale Phasenverschiebung jedoch nur 60° . Die Messunsicherheit ist als Einhüllende eingezeichnet und beträgt maximal 7,73 % für die Impedanz und 4,34 % für die Phase. Die Resonanzfrequenzen werden sowohl aus dem Minima und Maxima der Impedanz als auch aus dem Nulldurchgang der Phase ermittelt. Zusätzlich wird der Gütefaktor über die 3 dB-Frequenz für beide Resonanzen bestimmt.



Frequenz	Mit Horn	Ohne Horn
Serien-Resonanz der Impedanz	$f_s = 39,925 \text{ kHz}$	$f_s = 48,3312 \text{ kHz}$
Serien-Resonanz der Phase	$f_{s\varphi} = 40,244 \text{ kHz}$	$f_{s\varphi} = 48,4500 \text{ kHz}$
Parallel-Resonanz der Impedanz	$f_p = 41,531 \text{ kHz}$	$f_p = 52,4625 \text{ kHz}$
Parallel-Resonanz der Phase	$f_{p\varphi} = 41,251 \text{ kHz}$	$f_{p\varphi} = 52,4625 \text{ kHz}$
Gütefaktor an Serien/Parallel-Resonanz		$Q_s = 42.25 \quad Q_p = 56.72$

Abbildung 4.3.: Impedanzmessung eines Transducers. Durch Entfernen des Horns entfallen die Oberschwingungen (Flapping), die Resonanzfrequenz verschiebt sich nach rechts zu höheren Frequenzen und der Betrag der Phase steigt. Die charakteristischen Frequenzen sind in der Tabelle zusätzlich aufgeführt.

4.4 Ermittlung der mechanischen Eigenschaften

Zur Charakterisierung der mechanischen Eigenschaften erfolgt die Bestimmung der Geschwindigkeit und Auslenkung der Biegeplatte des Transducers. Über den in Kapitel 3 beschriebenen Aufbau kann mittels eines Vibrometers die Geschwindigkeit auf der Oberfläche punktweise abgetastet werden. Die Anregung erfolgt bei allen Messungen mit 20 Vpp. Diese Werte dienen im weiteren Verlauf als Referenzwerte für die Simulationen. Für eine harmonische Anregung kann die Auslenkung ξ über $\xi = \frac{v}{2\pi f}$ aus der Geschwindigkeit v und Frequenz f ermittelt werden. Die Transducer werden jeweils im Ursprungszustand mit Horn, sowie ein weiteres Mal nach Entfernen des Horns charakterisiert. Zusätzlich zur Auslenkung und Geschwindigkeit kann die Phasenverschiebung zwischen elektrischer Anregung und mechanischer Antwort ermittelt werden, die ein Maß für Dämpfung darstellt [24].

In Abbildung 4.5 sind die Ergebnisse eines untersuchten Transducers abgebildet. Die Graphen stellen den Betrag der maximalen Auslenkung auf der Oberseite des Transducers dar. In der linken Spalte sind die Ergebnisse für den Transducer mit Horn, in der rechten ohne abgebildet. Die farbliche Kodierung der Auslenkung ist über alle Diagramme konstant. In den beiden unteren Graphen ist die Auslenkung als Schnitt durch den Transducer gezeigt. Die Phasenverschiebung zwischen elektrischer Anregung und mechanischer Antwort ist in der blauen Kurve hinterlegt. Charakteristische Werte zur Auslenkung, Phasenverschiebung und Geschwindigkeit sind zusätzlich aufgeführt.

Anhand des Oberflächenscans ist die Grundmode sowohl für Transducer mit als auch ohne Horn ersichtlich (Abbildung 4.5 oben). Da in der Abbildung nur der Betrag der maximalen Auslenkung zu sehen ist, muss zur vollständigen Darstellung die Phasenverschiebung berücksichtigt werden. Aus dem im Linienplot blau dargestellten Phasenverlauf wird ersichtlich, dass die Auslenkung zwischen Mitte und Rand der Biegeplatte um 180° verschoben ist (Abbildung 4.5 mitte). Dies bedeutet, dass zum Zeitpunkt der positiven Auslenkung am Rand die Mitte der Biegeplatte eine negative Auslenkung aufweist und umgekehrt.

Durch die „nach oben geklappte“ Parabel in der 2D-Darstellung sind zwei Schwingungsknoten identifizierbar, an denen die Auslenkung über die ganze Schwingungsperiode Null ist (Abbildung 4.5 mitte). In der 3D-Ansicht des Transducers entspricht dies einem Ring (Abbildung 4.5 oben). Das Silikon zur elastischen Verbindung zwischen Biegeplatte und Halter wird entlang dieses Rings aufgebracht, um dessen Dämpfungseinfluss zu minimieren.

Über einen Frequenzsweep in der Mitte der Biegeplatte kann die mechanische Resonanzfrequenz und die Phasenverschiebung zwischen elektrischer Anregung und mechanischer Antwort bestimmt werden (Abbildung 4.4).

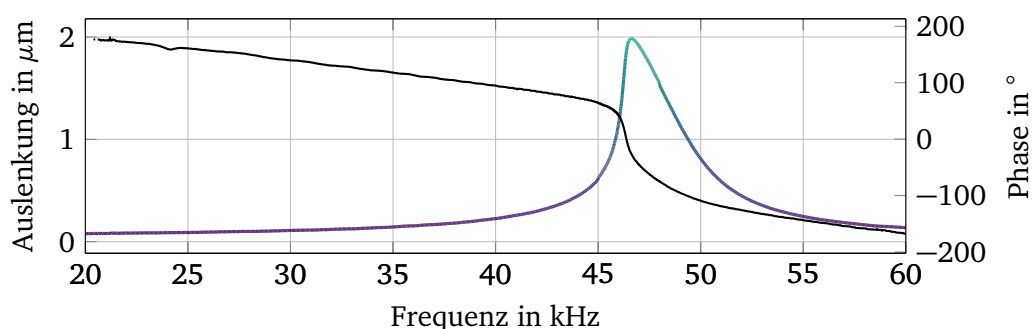


Abbildung 4.4.: Ermittlung der mechanischen Resonanz über Betrag der Geschwindigkeit

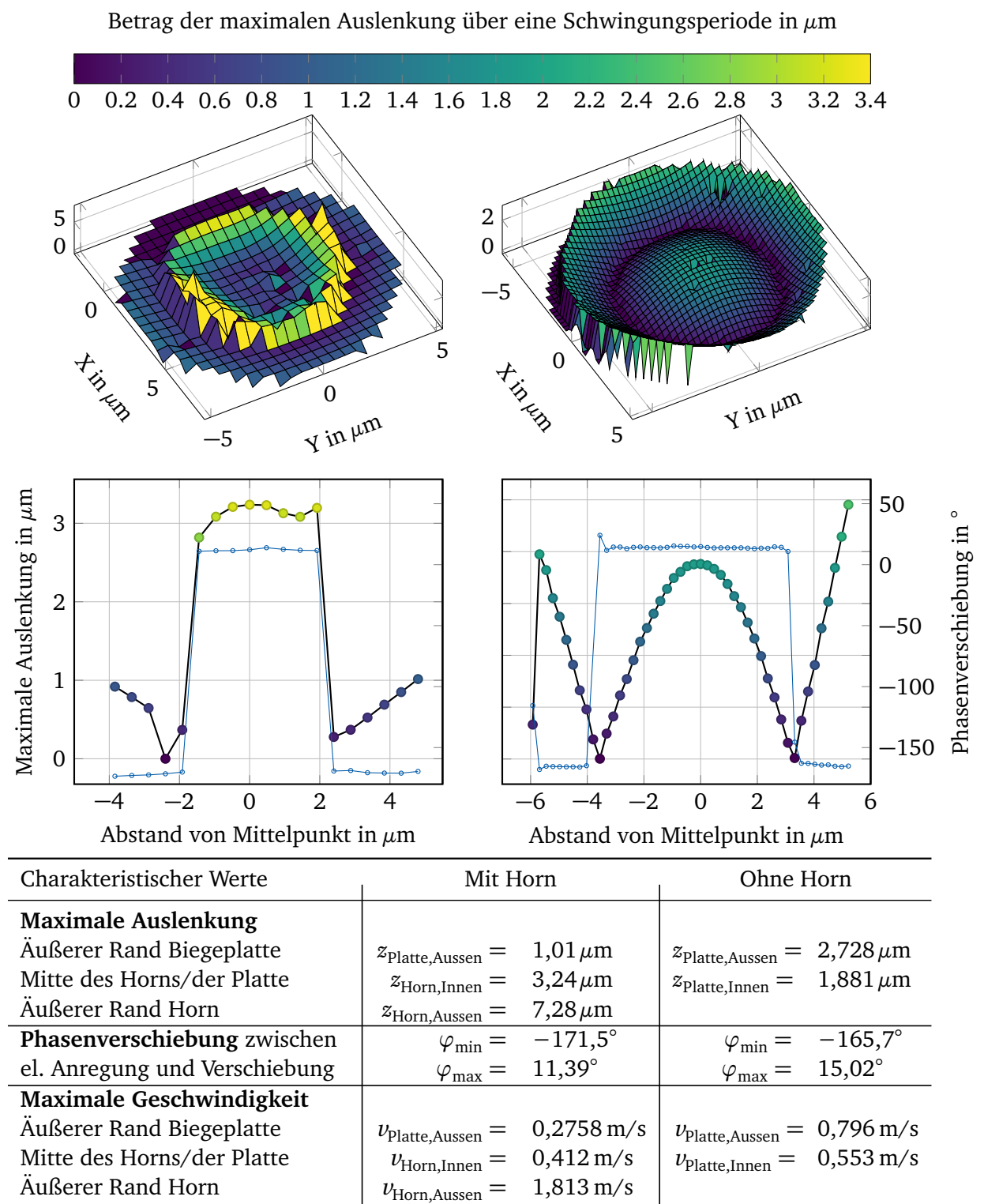


Abbildung 4.5.: Scan der maximalen Auslenkungen des Transducers. Die linke Seite zeigt den Transducer mit Horn, die rechte ohne. Die beiden mittleren Plots zeigen jeweils den Schnitt durch die Mitte des 3D-Scans. Die Auslenkung verhält sich annähernd rotationssymmetrisch. Dabei schwingt das Horn stärker (li) als die Mitte der Metallplatte nach Entfernung des Horns (re). Die Schwingung zwischen Mitte und Rand ist sowohl mit als auch ohne Horn um 180° phasenverschoben. Die charakteristischen Verschiebungen und Geschwindigkeiten sowie die Phasenverschiebung sind in der Tabelle zusätzlich aufgeführt.

4.5 Einfluss der Erregerspannung auf die Resonanzfrequenz

Beim Vergleich der elektrischen Resonanzfrequenz mit dem Verlauf der Auslenkung über die Frequenz aus Abbildung 4.4 fällt auf, dass die maximale Geschwindigkeit nicht mit der elektrischen Resonanzfrequenzen übereinstimmt. Zur Erstellung der Oberflächenscans des Transducers aus Abbildung 4.5 wurde dieser mit der elektrischen Serien-Resonanz angeregt. Ein Vergleich der Auslenkungen bei Anregung mit den einzelnen Resonanzfrequenzen ist in Tabelle 4.3 aufgeführt. Dabei können die Werte der Auslenkung des Oberflächenscans im Verlauf des Frequenzsweeps verifiziert werden. Um den Unterschied zwischen elektri-

Tabelle 4.3.: Vergleich der Auslenkungen bei Anregung mit den elektrischen und mechanischen Resonanzfrequenzen

Art der Resonanz	Resonanzfrequenz f_0	Maximale Auslenkung an f_0
Mechanische Resonanz	$f_{\text{mech}} = 46,62 \text{ kHz}$	$z_{\text{mech}} = 1,987 \mu\text{m}$
Serien-Resonanz der Impedanz	$f_s = 48,3312 \text{ kHz}$	$z_s = 1,435 \mu\text{m}$
Serien-Resonanz der Phase	$f_{s\varphi} = 48,4500 \text{ kHz}$	$z_{s\varphi} = 1,356 \mu\text{m}$
Parallel-Resonanz der Impedanz	$f_p = 52,4625 \text{ kHz}$	$z_p = 0,367 \mu\text{m}$

scher und mechanischer Resonanzfrequenz zu erklären, werden die Randbedingungen bei der Erstellung der beiden Graphen untersucht. Dabei zeigt sich, dass sich die Amplitude der elektrischen Anregung zwischen Impedanzmessung mit $2V_{\text{pp}}$ Spitze-Spitze (V_{pp}) und Oberflächenscan ($20V_{\text{pp}}$) deutlich unterscheidet. Aus diesem Grund wird die Messung der mechanischen Resonanz für verschiedene Anregespannungen wiederholt. Das Ergebnis ist in Abbildung 4.6 gezeigt.

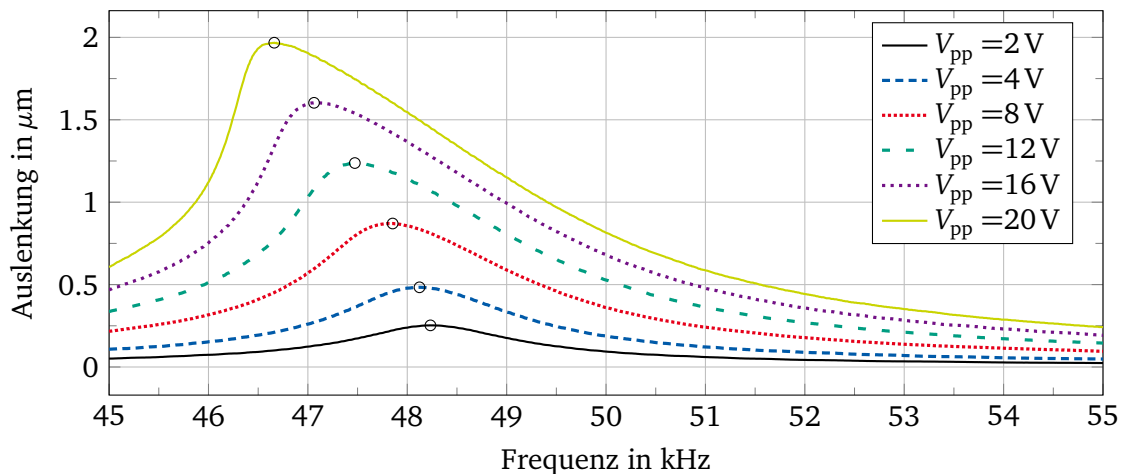


Abbildung 4.6.: Verschiebung der Resonanzfrequenz durch variable elektrische Anregung

Es zeigt sich, dass die mechanische Resonanzfrequenz bei Anregung mit $2V_{\text{pp}}$ mit der elektrischen Resonanzfrequenz übereinstimmt. Für größere elektrische Anregung sinkt $f_{0,\text{mech}}$ jedoch. Dieses nichtlineare Verhalten tritt durch die spannungsabhängige Veränderung der Steifigkeit der Piezokeramik auf und wird „Drive Level Dependency“ genannt [10, 25, 26]. Das Abknicken der Spitze zeigt den nichtlinearen Effekt der Bifurcation. Dieser führt bei höheren Spannungen zur Mehrdeutigkeit der Auslenkung [27].

5 Numerische Modellierung

Durch die Charakterisierung des Transducers im vorigen Kapitel liegen nun Vergleichswerte zur Modellierung in Form von geometrischen Abmessungen, dem elektrischen Impedanz- und Phasenverlauf sowie der mechanischen Schwingungsform und Amplitude der Auslenkung vor. Das Material der verbauten Piezokeramik konnte mit den zur Verfügung stehenden Mitteln nicht bestimmt werden und wird daher im nächsten Schritt eingegrenzt.

Dazu wird ein numerisches Modell des Transducers erstellt und in verschiedenen Schritten an das messtechnisch ermittelte Verhalten angepasst. Die numerische Simulation erfolgt über die Software COMSOL Multiphysics 5.2a, deren Stärke die verknüpfte Simulation von verschiedenen physikalischen Problemstellungen ist. Im Falle des Transducers wird zur Darstellung des piezoelektrischen Effekts eine elektrisch-mechanische Kopplung benötigt. Die dazu benötigten Grundgleichungen wurden in Kapitel 2.1 betrachtet. Das Verhalten als Ultraschallsender auf Grund des Betriebs in Luft wird durch eine zusätzliche mechanisch-akustische Kopplung berücksichtigt. Auf der elektrischen Seite können weitere Einflüsse wie beispielsweise Leitungskapazitäten durch das Hinzufügen beliebiger elektrischer Schaltungen berücksichtigt werden. Die einzelnen Grundgleichungen der mechanischen, elektrischen und akustischen Domänen (in COMSOL Nodes genannt) werden über sogenannte Multiphysics-Nodes miteinander verknüpft.

Der Transducer wird mit den in Kapitel 4.1 ermittelten Abmessungen als 3D- und rotationssymmetrisches 2D-Modell erstellt. Da zu diesem Zeitpunkt das Material der Piezokeramik und die Dämpfungen unbekannt sind, wird eine Piezokeramik gewählt und mit einer allgemeinen Raylight-Dämpfung beaufschlagt. Die zur Erstellung des Modells notwendigen Schritte sind auf Grund des Umfangs in Anhang D beschrieben.

Da die Ergebnisse der Simulation maßgeblich von der Vernetzung des Modells abhängig sind, wird eine Konvergenzbetrachtung durchgeführt, die unter Anhang D.3 beschrieben ist. Mit der maximalen Größe eines Netzelements der mechanischen Domäne von $40\mu\text{m}$ erreichen die Ergebnisse noch 99,98 % des Wertes einer Vergleichssimulation mit $1\mu\text{m}$ großen Elementen (Abbildung D.2(a)). Dabei kann die Rechenzeit pro untersuchter Frequenz von einer Stunde auf unter 3 Minuten reduziert werden.

Zur Modellierung des Transducers in der Umgebung von Luft müssen die Abmessungen des luftgefüllten Raums bestimmt und geeignete Maßnahmen gegen akustische Reflexionen unternommen werden. Als Bedingung für die Abmessungen des luftgefüllten Raums wird der Abstand des Fernfeldes mit $R > \frac{8a^2 f_{\text{max}}}{c_0}$ verwendet. Dabei stellt a die größte geometrische Abmessung, f_{max} die maximal betrachtete Frequenz und c_0 die Schallgeschwindigkeit in Luft dar [28]. Die Vermeidung von akustischer Reflexion kann abhängig vom Simulationstyp (Zeit- oder Frequenzbereich) durch Perfectly-Matched-Layers (PML) oder Infinite-Elements realisiert werden, welche den Randbereich der Luft mathematisch ins Unendliche ausdehnen und ein Abklingen der akustischen Welle ermöglichen. Eine detaillierte Beschreibung zum Aufbau der Simulation unter Berücksichtigung von Luft ist in Anhang D.2 zu finden.

Die in der Biegeplatte des Transducers eingebrachte Bohrung zur Kontaktierung der Piezokeramik (Abbildung 4.1) kann im rotationssymmetrischen 2D-Modell nicht berücksichtigt werden. Daher wird ein Vergleich zwischen 3D-Simulation mit und ohne Bohrung sowie der

2D-Simulation durchgeführt. Die Bohrung verursacht eine Verschiebung der Impedanzkurve um 140 Hz (Abbildung 5.1(c)). Zwischen der 2D- und 3D-Simulation liegt eine Verschiebung um 10 Hz vor. Da die 2D-Simulation im Hinblick auf eine hohe Anzahl an durchzuführenden Simulationen mit geringerer Rechenzeit und feinerem Netz durchgeführt werden kann, erfolgt die Berücksichtigung der Bohrung durch eine Anpassung der Materialstärke der Metallplatte in der rotationssymmetrischen 2D-Simulation. Die Ergebnisse werden anschließend in die 3D-Simulation überführt und zur Modellierung des modifizierten Transducers genutzt.

Unter Berücksichtigung der Polarisierung der Piezokeramik und den mechanischen Randbedingungen ergibt sich die in Abbildung 5.1(b) dargestellte Grundschiwingung des Transducers. Das Verhalten der Schwingung stimmt mit den Ergebnissen der Charakterisierung in Abbildung 4.5 überein. Die exakten Werte müssen unter Berücksichtigung der richtigen Piezokeramik und Dämpfung ermittelt werden.

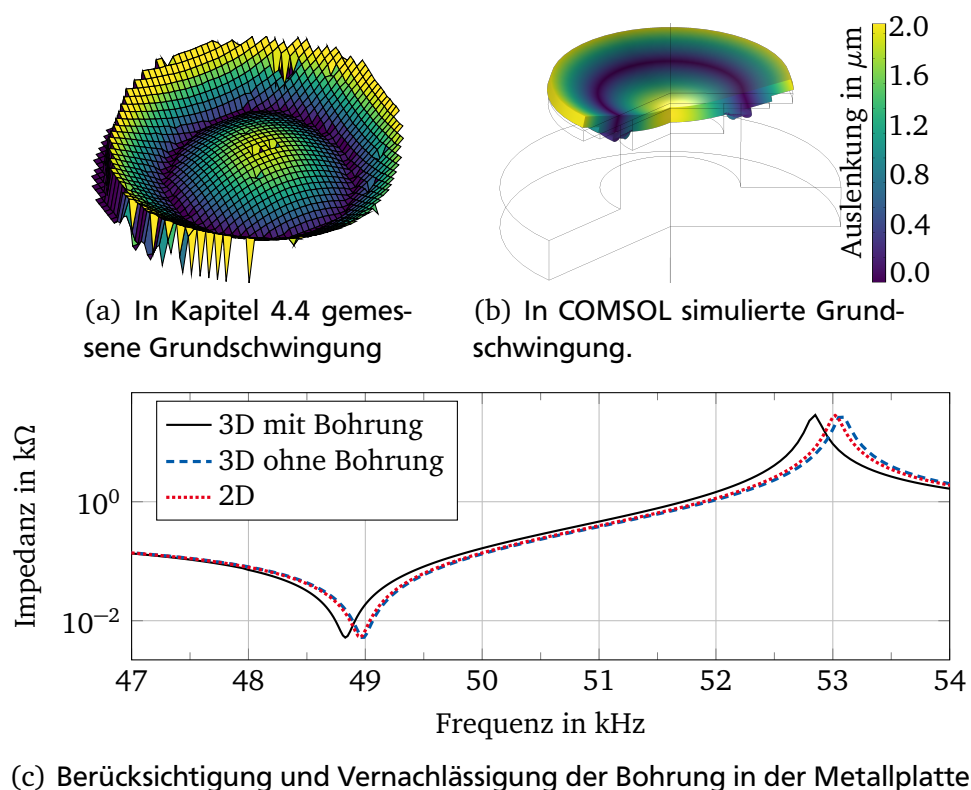


Abbildung 5.1.: Vergleich der Simulationen und Grundschiwingung. Durch die Bohrung verschiebt sich die Impedanzkurve (c). Durch Anpassung der Geometrie lässt sich die Bohrung auch in einer 2D-Simulation berücksichtigen. Die simulierte Grundschiwingung (b) stimmt mit der gemessenen (a) überein (Kapitel 4.4).

5.1 Bestimmung der verwendeten Piezokeramik

Die Piezokeramik des Transducers kann, wie in Kapitel 4.2 beschrieben, nicht mit den am Institut verfügbaren Mitteln bestimmt werden. Aus diesem Grund wird eine geeignete Piezokeramik anhand der Übereinstimmung zwischen Simulation und experimentellen Ergebnissen ermittelt. Anhand des Datenblatts von Piezokeramiken der PIEZOTITE®-Reihe werden

Materialmodelle erstellt und in COMSOL implementiert. Anschließend wird der Impedanzverlauf für den ungedämpften Fall simuliert und mit der Messung verglichen. Damit die Lösung konvergiert, wird vorerst nur eine Raylight-Dämpfung von $\beta = 2 \cdot 10^{-6}$ verwendet. Dementsprechend sind die maximalen Amplituden überhöht. Um die Piezokeramiken mit der Messung zu vergleichen, wird der effektive piezoelektrische Kopplungsfaktor nach IEEE Standard of Piezoelectricity [29] verwendet, welcher das Verhältnis der Resonanzen beschreibt und unabhängig von der Dämpfung ist.

$$k_{p,\text{eff}}^2 = \frac{(f_p^2 - f_s^2)}{f_p^2} \quad (5.1)$$

In Abbildung 5.2 sind die vier der insgesamt 15 Piezokeramiken abgebildet, deren Verläufe den Messungen am nächsten kommen. Alle weiteren Verläufe sind im Anhang unter Abbildung D.3 zu sehen. Der Kopplungsfaktor der Piezokeramik PZT-7B weist dabei die größte

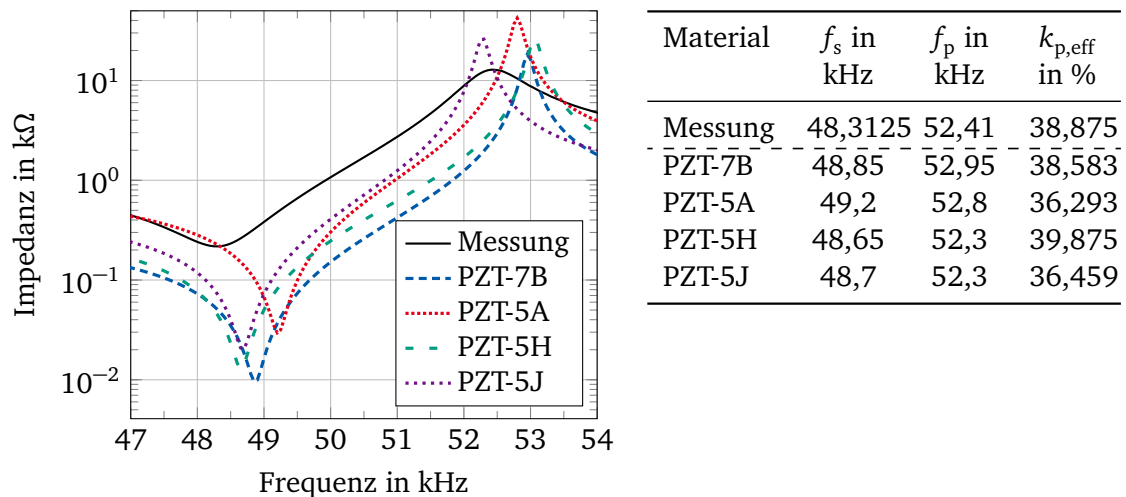


Abbildung 5.2.: Amplitude der Impedanz für unterschiedliche piezoelektrische Materialien in COMSOL. Auswahl aus 15 Materialien, die dem Verlauf der Messung am untersuchten Transducer am nächsten kommen. PZT-7B liegt am nächsten an der realen Messung.

Übereinstimmung mit der Messung auf. Zudem liegen die Serien- und Parallel-Resonanz in der Nähe der Messung. Aus diesem Grund wird die Annahme getroffen, dass die Piezokeramik des Transducers MA40B8S aus einem dem PZT-7B der PIEZOTITE®-Reihe vergleichbaren Material besteht.

5.2 Einfluss der geometrischen Abmessungen

Bei der Ermittlung der geometrischen Abmessungen des Transducers wurden Abweichungen festgestellt, die zu unterschiedlichen mechanischen und elektrischen Eigenschaften führen. Um den Einfluss qualitativ auszuwerten, werden die Parameter an einer beispielhaften Simulation variiert. Da die Dämpfung zu diesem Zeitpunkt noch nicht bestimmt ist, weisen die in Abbildung 5.3 dargestellten Verläufe überhöhte Amplituden auf. Es ist ersichtlich, dass die Abmessungen nur einen geringen Einfluss auf die Form der Kurven ausüben. Stattdessen erfolgt eine dominante Verschiebung der Resonanzfrequenz. Die Resonanzfrequenz verschiebt

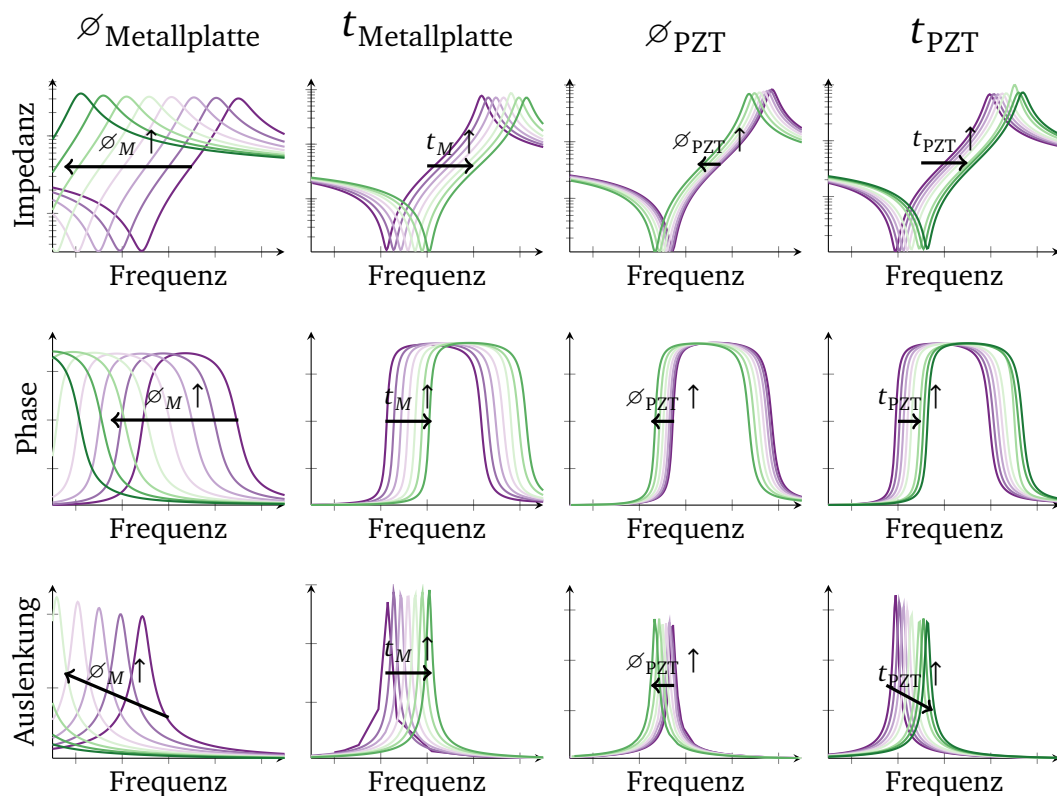


Abbildung 5.3.: Einfluss der Abmessungen des Transducers auf den Verlauf von Impedanz, Phase und Auslenkung. Mit steigenden Abmessungen geht die Farbe von lila nach grün über.

sich bei einer Vergrößerung des Durchmessers nach links zu niedrigeren Frequenzen und bei einer Erhöhung der Materialstärke nach rechts.

Anhand der qualitativen Verläufe kann im späteren Verlauf eine Corner-Case-Abschätzung vorgenommen werden, bei der alle geometrischen Abweichungen eines Transducers kombiniert werden, sodass die Verschiebung der Kurvenverläufe in eine Richtung maximiert wird (Anhang D.6). Somit kann analog zu einer Abschätzung der Messunsicherheit ein Toleranzband der Simulationsergebnisse ermittelt werden.

5.3 Berücksichtigung von Verlusten

Um das Modell näher an das reale Verhalten des piezoelektrischen Wandlers anzupassen, werden im Folgenden Verluste betrachtet und in den Modellgleichungen berücksichtigt. Die Verluste in Piezokeramiken lassen sich in dielektrische, mechanisch-elastische und piezoelektrische Verluste einteilen und sind abhängig von der Geometrie und Schwingungsform [20]. Durch die Verbindung des piezoelektrischen Materials mit der Biegeplatte, dem Silikon sowie der umgebenden Luft kommen weitere Dämpfungs- und Reibungseffekte hinzu. In den Ersatzschaltbildern aus Kapitel 2.3 sind die Verluste durch ohmsche Widerstände und verlustbehaftete Kapazitäten und Induktivitäten berücksichtigt.

Zur Berücksichtigung der Verluste im piezoelektrischen Material werden die Materialkonstanten (ϵ_{nm} , s_{ij} , d_{nj} , usw. aus Kapitel 2.1) nach Holland [30] mit komplexen Zahlen

beschrieben. Der imaginäre Anteil berücksichtigt dabei jeweils die Verluste. Eine gängige Darstellung erfolgt über den Verlustwinkel $\tan \delta_i$. Die piezoelektrischen Grundgleichungen in der Dehnungs-Ladungs-Beschreibung lauten somit:

$$D_n = \underline{\epsilon}_{nm}^T E_m + \underline{d}_{nj} T_j \quad \underline{\epsilon}_{nm}^T = \epsilon_{nm}^T (1 - j \tan \delta) \quad (5.2)$$

$$S_i = \underline{d}_{mi} E_m + \underline{s}_{ij}^E T_j \quad \text{mit} \quad \underline{s}_{ij}^E = s_{ij}^E (1 - j \tan \phi) \quad (5.3)$$

$$\underline{d}_{mi} = d_{mi} (1 - j \tan \Theta) \quad (5.4)$$

Uchino beschreibt in [19] die Vorgehensweise zur Ermittlung der Verluste einer Piezokeramik. Dabei werden anhand der Gütefaktoren von Resonanz und Antiresonanz bei Anregung in Dicken-, Scher- und Radialmode Verlustfaktoren berechnet. Da die Anregung des Transducers durch die mechanische Verbindung mit der Biegeplatte vorgegeben ist, können die im Folgenden vorgestellten Startwerte ermittelt werden. Die Einflüsse der jeweiligen Verluste auf das elektrische und mechanische Verhalten des vollständigen Transducers werden anhand von Simulationen betrachtet.

Dielektrische Verluste

Der dielektrische Verlustfaktor $\tan \delta$ beschreibt die elektrischen Verluste der Piezokeramik durch Kriechströme. Dieser setzt sich aus der komplexen Permittivität $\underline{\epsilon} = \epsilon_r + j\epsilon_i$, der Leitfähigkeit bei Gleichspannungsbelastung σ und der Kreisfrequenz zusammen [24].

$$\tan \delta = \frac{\epsilon_i + \sigma/\omega}{\epsilon_r} \approx \frac{\epsilon_i}{\epsilon_r} = \eta_{\epsilon T} = 2,2\% \quad (5.5)$$

Da der dielektrische Verlustfaktor eine geringe Frequenzabhängigkeit oberhalb von 1 kHz aufweist, wird ein bei dieser Frequenz ermittelter Wert im Datenblatt der piezoelektrischen Keramiken angegeben. Die Variation der dielektrischen Verluste zeigen einen Einfluss auf die Impedanz im Bereich der Resonanzen (Abbildung 5.4). Werden die Resonanzen mittels der Güte beschrieben, erfolgt bei Variation der Dämpfung zwischen 0,1 % und 2,2 % eine Reduktion der Güte der Serienresonanz um 20 %, während die Güte der Parallelresonanz mit 50 % mehr als doppelt so stark reduziert wird. Sowohl Steigung als auch Amplitude der Phase nehmen im Bereich der Parallelresonanz mit steigender Dämpfung ab.

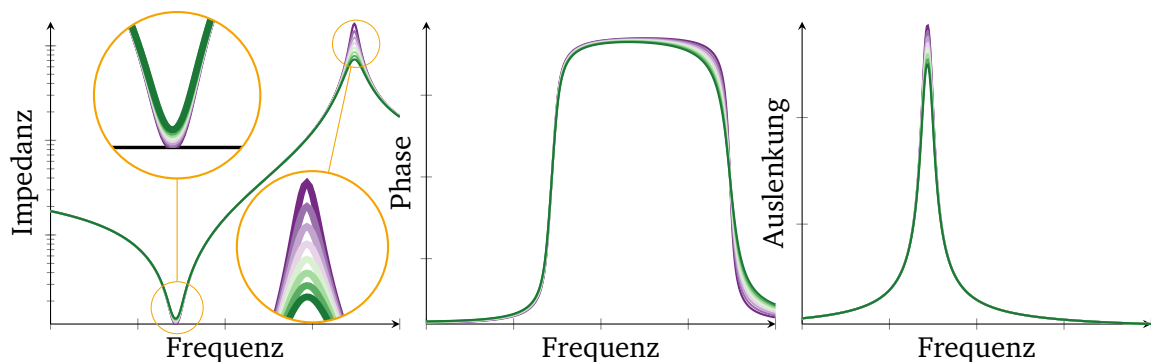


Abbildung 5.4.: Einfluss der dielektrischen Verluste auf den Verlauf von Impedanz, Phase und Auslenkung. Mit steigendem Verlust (lila nach grün) wird die Impedanz der Parallelresonanz gegenüber der Serienresonanz stärker gedämpft. Die Phase kippt bei der Parallelresonanz mit steigendem Verlust nach links. Die Amplitude der Auslenkung wird durch die Dämpfung verringert.

Mechanische Dämpfung

Mechanische Verluste durch Dämpfung auf Grund von Reibung stellen den größten Anteil der mechanischen Verluste dar. Für eine reine Piezokeramik kann laut Uchino der Wert anhand der Güte der Parallelresonanz ermittelt werden. Da die mechanische Dämpfung beim Transducer anteilig auf die Metallplatte und das Silikon verteilt werden muss, kann dieser Wert nur als Startpunkt verwendet werden.

$$\tan \phi = \frac{1}{Q_p} = \eta_{sE} = 1,763 \% \quad (5.6)$$

In der Simulation der Impedanz zeigt sich eine quadratische Reduktion der Güte um $\sim 75\%$ bei einer Dämpfung von 1,4%. Diese tritt sowohl bei Serien- als auch Parallelresonanz auf, was sich auf die Phase in einem symmetrischen Abrunden des Verlaufs auswirkt (Abbildung 5.5). Zudem kann eine deutliche Abnahme der Auslenkung beobachtet werden, die im Vergleich mit der dielektrischen oder piezoelektrischen Dämpfung deutlich größer ausfällt.

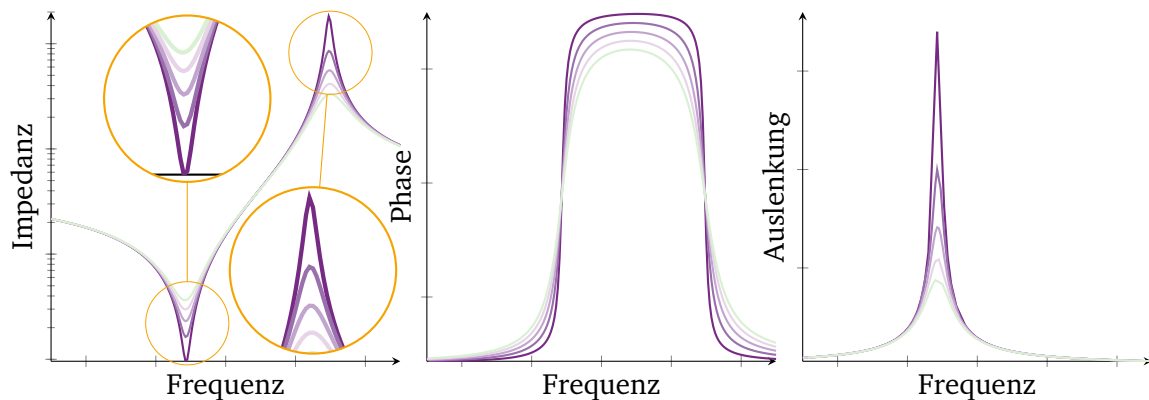


Abbildung 5.5.: Einfluss der mechanischen Verluste auf den Verlauf von Impedanz, Phase und Auslenkung. Mit steigendem Verlust (lila nach grün) wird die Impedanz von Parallelresonanz und Serienresonanz identisch gedämpft. Die Phase nimmt symmetrisch ab und die Amplitude wird reduziert. Die Amplitude der Auslenkung wird im Vergleich zu den anderen Verlusten stark gedämpft.

Piezoelektrische Verluste

Der Kopplungsfaktor $\tan \Theta$ beschreibt Verluste, die auf Grund der gekreuzten Kopplung zwischen elektrischer und mechanischer Energie auftreten. Diese stellen mechanische Reibungsverluste durch das elektrische Feld und eine Erhöhung des elektrischen Widerstands durch mechanische Spannung dar [31]. In der Literatur wird der Effekt anhand der Phasenverschiebung zwischen elektrischer Anregung und mechanischer Antwort gezeigt [24]. So tritt bei der elektrischen Anregung eine Verzögerung der mechanischen Dehnung auf, welche auf die Verluste bei der Umwandlung zurückgeführt wird. Für die Betrachtung einer zylindrischen Piezokeramik kann der piezoelektrische Verlust $\tan \Theta$ über die dielektrische und mechanische

Dämpfung, die Position und Güte der Resonanzfrequenz, den piezoelektrischen Kopplungsfaktor k_t^2 sowie einem Maß für die Ausbreitung der Schallgeschwindigkeit in Dickenrichtung des Materials $\Omega_{A,t}$ bestimmt werden.

$$\tan \Theta = \eta_{d31} = \frac{\tan \delta + \tan \phi}{2} + \frac{1}{4} \left(\frac{1}{Q_p} - \frac{1}{Q_s} \right) (k_t^2 - 1 + \frac{\Omega_{A,t}^2}{k_t^2}) = 2,097 \% \quad (5.7a)$$

$$\text{mit } \Omega_{A,t} = \frac{\omega_s \cdot t_{\text{PZT}}}{2v_t} \quad (5.7b)$$

$$\text{und } k_t^2 = \frac{\pi}{2} \frac{\omega_s}{\omega_p} \tan \left[\pi \frac{\omega_p - \omega_s}{2\omega_p} \right] \quad (5.7c)$$

Die Berücksichtigung des piezoelektrischen Verlusts in der Simulation zeigt ein Verhalten, welches sowohl qualitativ als auch quantitativ mit den dielektrischen Verlusten übereinstimmt (Abbildung 5.6). Dies steht im Widerspruch zu der Arbeit von González [31], welcher eine wachsende Amplitude bei steigendem piezoelektrischen Verlust beobachtet. Es wird vermutet, dass der von González beobachtete Effekt bei der Simulation des Transducers auf Grund der Kopplung zwischen Piezokeramik und Metallplatte durch den dielektrischen Anteil überlagert wird.

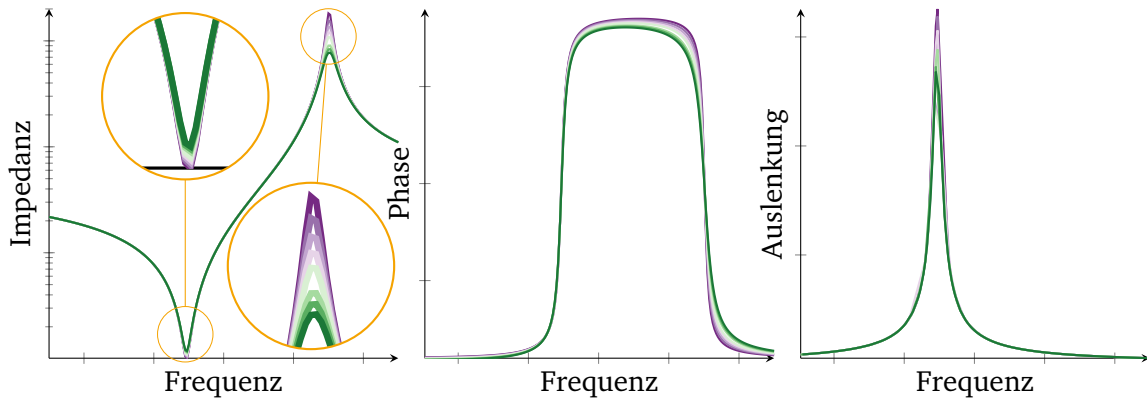


Abbildung 5.6.: Einfluss der piezoelektrischen Verluste auf den Verlauf von Impedanz, Phase und Auslenkung. Mit steigendem Verlust (lila nach grün) wird die Impedanz der Parallelresonanz gegenüber der Serienresonanz stärker gedämpft. Die Phase kippt bei der Parallelresonanz mit steigendem Verlust nach links und die Amplitude wird reduziert. Die Amplitude der Auslenkung sinkt.

5.4 Anwendung der Dämpfung

Die für die Piezokeramik berechneten Werte werden auf den vollständigen Transducer angewendet und eine Simulation durchgeführt (Abbildung D.4). Da die Impedanz in der Simulation einen Offset gegenüber der Messung aufweist, werden die beiden Verläufe zum Vergleich auf ihre jeweilige Serienresonanz bezogen (Abbildung 5.7).

Die Simulation bildet dabei den Verlauf der Messung nach. Die Resonanzfrequenzen weisen eine geringe Abweichung von 62 Hz bzw. 377 Hz im Bezug auf die Messung auf. Die Amplituden von Impedanz und Phase sind gegenüber der Messung hingegen deutlich reduziert, was auf eine zu hohe Dämpfung schließen lässt. Die Güte der Serienresonanz liegt mit $Q_s = 30,19$

unter der gemessenen ($Q_s = 42,25$). Die Schwingung an der Parallelresonanz ist mit $Q_p = 24$ sogar noch stärker gedämpft, obwohl bei der Messung mit $Q_p = 56,72$ eine höhere Güte der Parallelresonanz gegenüber der Serienresonanz festgestellt wurde. Auch die Phase stellt sowohl mit dem Wert im Maximum (42° zu $63,2^\circ$) als auch durch ein nach links Kippen des Verlaufes eine Abweichung gegenüber der Messung dar. Somit können die berechneten Verluste nicht direkt auf den Transducer angewendet werden. Aus diesem Grund wird ein

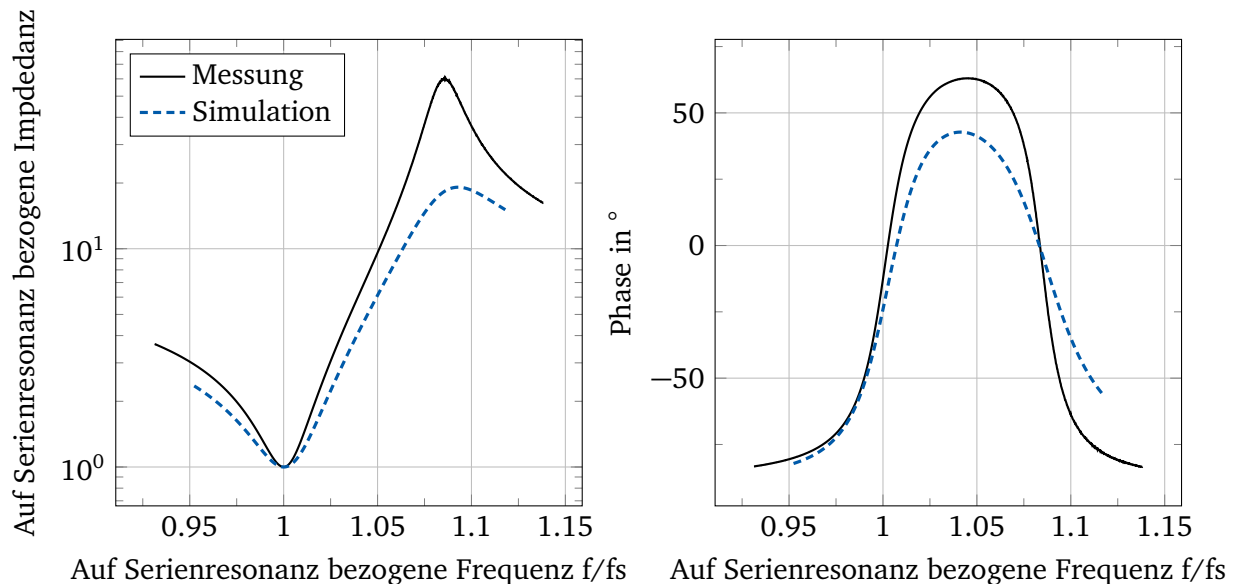


Abbildung 5.7.: Vergleich des gemessenen Verlaufs mit Ergebnissen der Simulation bei berechneter Dämpfung. Die Dämpfung ist sowohl in Serien- als auch in Parallelresonanz zu hoch. Der Verlauf der Phase weist eine zu geringe Amplitude auf und ist an der Parallelresonanz nach links gekippt, was auf eine zu hohe piezoelektrische oder dielektrische Dämpfung hinweist. Die Kurven sind auf die jeweilige Serienresonanzfrequenz bezogen.

anderer Ansatz zur Bestimmung der Dämpfungsparameter gewählt. Die dielektrische Dämpfung ist mit $\eta_{eT} = 2,2\%$ aus dem Datenblatt der Piezokeramik vorgegeben und wird daher als fest angenommen und auf die Simulation angewendet. Da der piezoelektrische Verlust im Verhalten von Impedanz, Phase und Auslenkung nicht vom dielektrischen unterschieden werden kann, wird dieser zunächst vernachlässigt. Die mechanische Dämpfung bleibt als freier Parameter übrig und wird über alle Materialien variiert (Abbildung 5.8).

Für eine mechanische Dämpfung zwischen $\eta_{sE} = 0,75\%$ und $\eta_{sE} = 1,08\%$ kann sowohl das Maxima der Impedanz als auch der Phase abgebildet werden. Der Verlauf der Phase ist gegenüber der Messung zu weit nach links geneigt. Über eine weitere Variation wird überprüft, ob das Verkippen der Phase gegenüber der Messung durch Anpassung der dielektrischen Verluste beseitigt werden kann. Dabei ergibt sich, dass selbst die vollständige Vernachlässigung der dielektrischen Verluste ($\eta_{eT} = 0\%$) keine Übereinstimmung mit der Messung erreichen kann. Dementsprechend wird eine minimale dielektrische Dämpfung und eine vernachlässigbare piezoelektrische Dämpfung angenommen. Über eine verfeinerte Abstufung der mechanischen Dämpfung wird der in Resonanz am besten übereinstimmende Verlauf mit $\eta_{eT} = 2,2\%$, $\eta_{sE} = 0,874\%$ und $\eta_{d31} = 0\%$ ermittelt. Die Güte kann mit $Q_s = 48,38$ und $Q_p = 44,57$ näher an den Messverlauf ($Q_s = 42,25$, $Q_p = 56,72$) herangebracht werden.

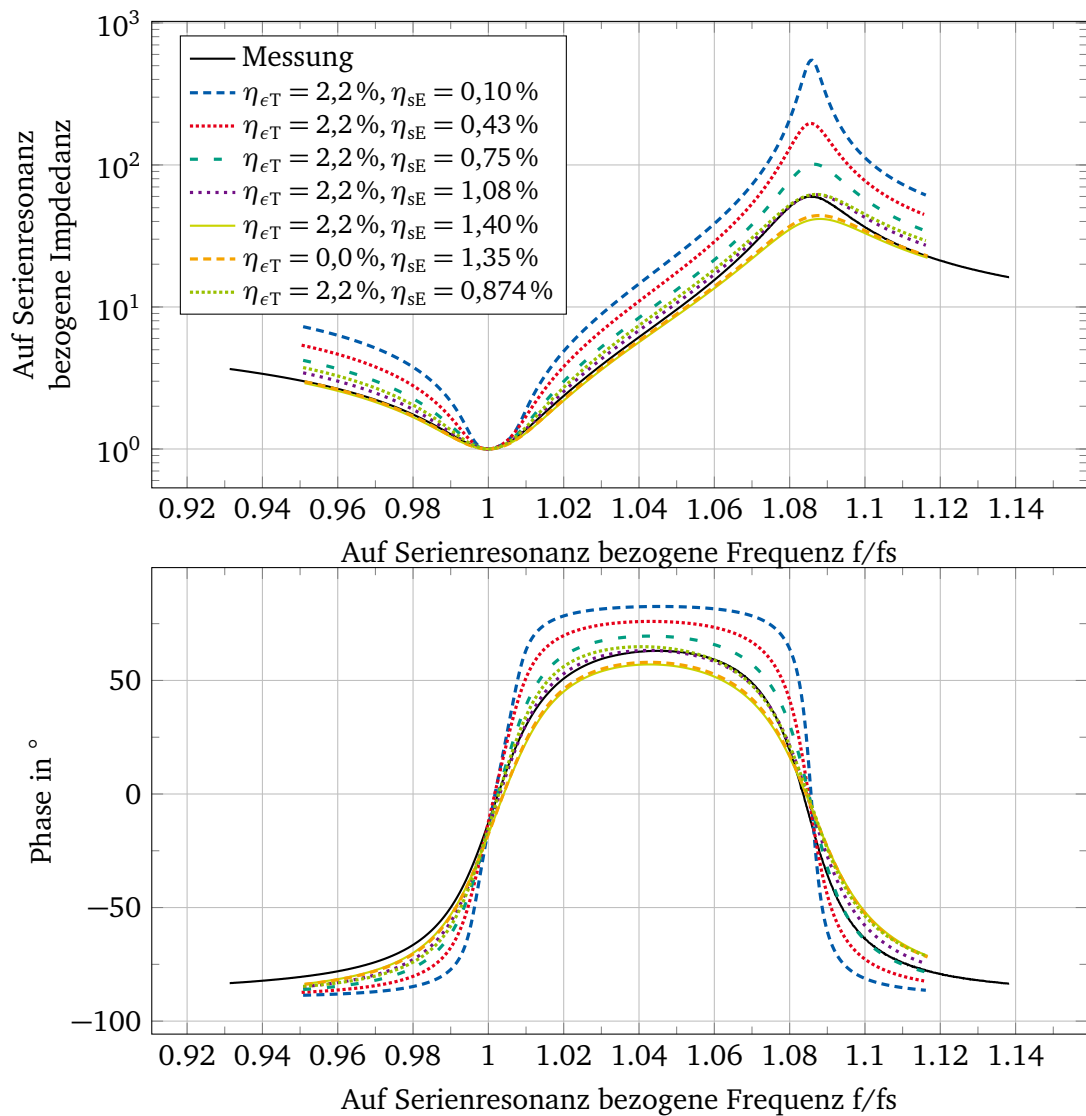


Abbildung 5.8.: Variation der dielektrischen und mechanischen Dämpfung. Für $\eta_{\epsilon T} = 2,2\%, \eta_{sE} = 0,874\%$ kann die Messung am besten angenähert werden. Die Kurven sind auf die jeweilige Serienresonanzfrequenz bezogen.

5.5 Fazit und Ausblick der Simulation

Mit den in Kapitel 4.1 ermittelten geometrischen Abmessungen, der Verwendung von PZT-7B als Piezokeramik und den Verlustfaktoren für dielektrische, mechanische und piezoelektrische Dämpfung von $\eta_{\epsilon T} = 2,2\%, \eta_{sE} = 0,874\%$ und $\eta_{d31} = 0\%$ ist die Abbildung des Ultraschallwandlers MA40B8S möglich. Die Güte kann dabei zu 87,3% in Serien- und 78,8% in Parallelresonanz an die Vergleichsmessung eines Transducers herangeführt werden.

Somit steht ein numerisches Modell zur Verfügung, welches den Ausgangszustand des Transducers abbildet. Mit diesem können in weiteren Schritten die Einflüsse von Modifikationen durch Schläuche und Kanäle modelliert werden, die den Einsatz als Sensor für Massenänderungen in Flüssigkeiten ermöglichen.

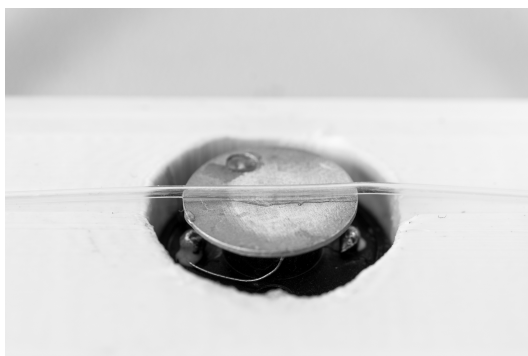
6 Modifikation des Transducers

Der in den vorigen Kapiteln beschriebene Transducer soll im Folgenden modifiziert werden, um Partikel oder Massenänderungen in Flüssigkeiten detektieren zu können. Die Flüssigkeit wird dabei durch einen Kanal geführt, der mit dem Transducer verbunden ist und in Schwingung gebracht werden kann. Der Kanal kann dabei sowohl auf den Transducer aufgebracht oder in ihn integriert werden. Für beide Ansätze werden Lösungen in Form von aufgebrachten Schläuchen und mikromaschinell gefertigten Kanälen in der Biegeplatte umgesetzt. Da für den Betrieb als Sensor keine effiziente Kopplung der Schallwellen in Luft benötigt wird und zusätzliche Masse die Empfindlichkeit reduziert, wird das Horn von der Metallplatte entfernt.

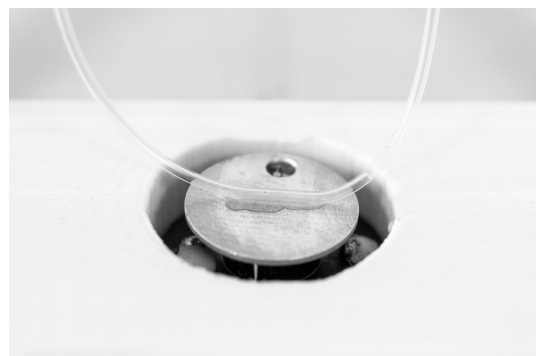
6.1 Modifikation des Transducers mit Schlauch

Als erste Variante wird das Aufbringen eines dünnen Schlauchs auf den Transducer realisiert. Dabei werden unterschiedliche Schläuche mit Innendurchmessern zwischen 0,2 mm und 1,6 mm aus PVC, PFA und FEP ausgewählt. Um eine stoffschlüssige Verbindung zwischen Schlauch und Transducer zu erreichen, werden Klebstoffe getestet. Als geeignete Kombination stellt sich ein Ethyl-2-Cyanacrylat-Klebstoff (Loctite 4850) mit einem PVC Schlauch heraus.

Die Positionierung des Schlauches erfolgt in ersten Versuchen quer über den gesamten Transducer (Abbildung 6.1(a)). Da die Auslenkung der Platte sowohl in der Mitte als auch an der Außenseite des Transducers maximal wird, wie in Kapitel 4.4 festgestellt wurde, führt diese Positionierung dazu, dass die Ränder durch den überstehenden Schlauch gedämpft werden. Um diese zusätzliche Dämpfung zu reduzieren, wird eine Variation gefertigt, bei der die Ein- und Auskopplung des Schlauches an den Schwingungsknoten erfolgt (Abbildung 6.1(b)). Somit wird nur der Abschnitt des Schlauchs in der Mitte der Platte bewegt. Der Transducer wird in eine Halterung eingebracht, um die mechanischen Einflüsse vom Transducer zu entkoppeln, die auf die Enden des Schlauches einwirken. Die auf diese Art modifizierten Transducer werden im Kapitel 7 charakterisiert.



(a) Quer über den Transducer verlaufend



(b) Kopplung an Schwingungspunkten

Abbildung 6.1.: Vergleich verschiedener Positionierungen der Schläuche auf dem Transducer

6.2 Integration eines Kanals in den Transducer

Alternativ zum Aufbringen eines Schlauches auf die Metallplatte des Transducers kann ein Kanal für die Flüssigkeit in der Platte integriert werden. Auf Grund der geringen Materialstärke von $500\mu\text{m}$ bei einem Durchmesser von $11,6\text{ mm}$ kann ein Durchbohren der Biegeplatte nicht realisiert werden. Stattdessen muss der Kanal von der Oberseite aus geöffnet und anschließend mittels eines geeigneten Verfahrens zwischen Ein- und Auslass wieder verschlossen werden. Zur Öffnung des Kanals wird auf die am Institut EMK verfügbare CNC-Fräse (M10 Pro, DATRON AG, Mühlthal, Deutschland) zurückgegriffen, welche Strukturgrößen ab einem Durchmesser von $50\mu\text{m}$ fertigen kann.

Zum Verschließen des Kanals zwischen dem Ein- und Auslass werden verschiedene Konzepte untersucht, die auf dem Abscheiden von Metall oder dem Aufbringen einer dünnen Epoxidschicht oder Folie basieren. Die Prozesse unterscheiden sich hinsichtlich der Anzahl von Prozessschritten, der Materialstärke des Verschlusses und der optischen Eigenschaften.

Im Anhang unter E.1 sind Lösungen zum Verschluss des Kanals mittels einer dünnen aufgesputterten Schicht Aluminium oder über einen strukturierbaren Photolack (SU-8, Microchem Corp.) beschrieben. Bei beiden Varianten muss der Kanal zunächst mit einer Opferschicht verfüllt werden, die nach der Fertigung des Verschlusses entfernt wird. Eine alternative Herangehensweise dazu ist in Abbildung 6.2 gezeigt. Diese basiert auf dem Trockenfilmresist SUEX (DJ DevCorp). Dieser ist als ausgehärtete Epoxidschicht in verschiedener Stärke ab $100\mu\text{m}$ erhältlich und kann auf das gewünschte Material auflaminiert werden. Durch UV-Photolithographie sind anschließend beliebige Strukturen abbildbar. Da mittels SUEX ein optisch transparenter Verschluss die spätere Positionierung von Partikeln im Kanal vereinfacht und der Transducer bei der Fertigung weniger belastet wird, da keine Opferschicht entfernt werden muss, wird dieser Prozess weitergehend untersucht. Kernelement bei der

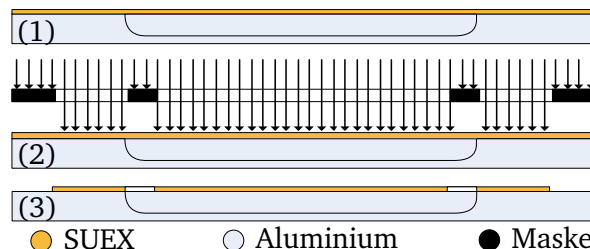


Abbildung 6.2.: Prinzip zur Fertigung von Kanälen mit Verschluss aus SUEX

Frage nach der Eignung von SUEX stellt die Haftung auf dem Aluminium des Transducers dar. Um diese zu ermitteln, werden Vorversuche durchgeführt, bei denen SUEX-Verschlüsse auf eine Aluminiumplatte aufgebracht und anschließend an der Zug-Druck-Prüfmaschine belastet werden. Aus den in Anhang E.2 dokumentierten Versuchen ergibt sich, dass die Schicht mit einer Kraft über $0,8\text{ N}$ belastet werden muss, um abgelöst zu werden. Dies entspricht bei einem Kanal von $400\mu\text{m}$ breite und 6 mm Länge einem Druck von $3,16\text{ bar}$. Zusätzlich wird sowohl die Temperatur beim Laminieren als auch die Intensität der Belichtung variiert und somit die in Abbildung 6.3 dargestellten Prozessparameter ermittelt. Der Ablauf zur Modifikation des Transducers mit einem integrierten Kanal ist wie folgt: Der Transducer wird in einem ersten Schritt mit einem chemisch löslichen Harz (Technovit 5071, Heraeus Kulzer) in einer Aufnahme befestigt, um ein Abreißen der Metallplatte vom Halter des Transducers bei den folgenden Schritten zu vermeiden. Anschließend werden die Kanäle in unterschiedlichen Geometrien in die Metallplatte gefräst. Im Reinraum werden die Ränder des Kanals

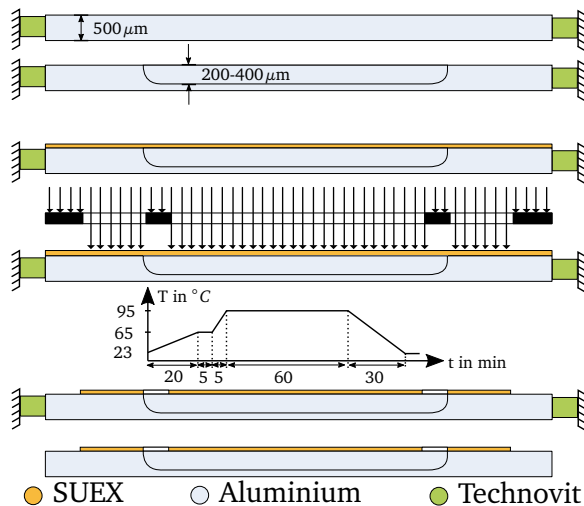


Abbildung 6.3.: Prozessschritte zur Fertigung von Kanälen mit Verschluss aus SUEX

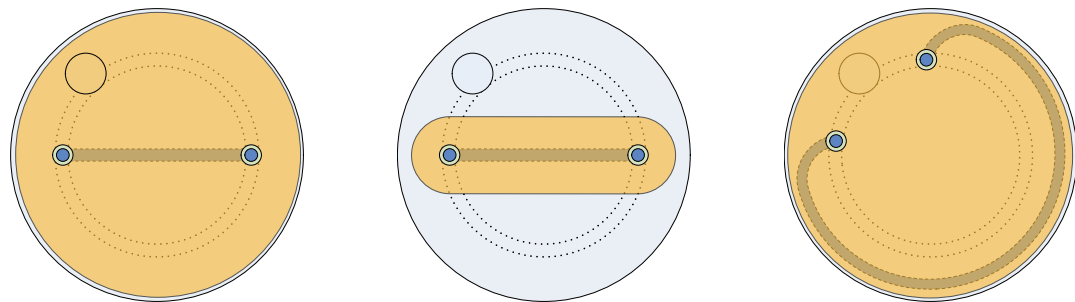
entgratet und gereinigt, bevor SUEX auf der Hotplate flächig über den ganzen Transducer auflaminiert wird. Die Abmessungen des Verschlusses mit den Öffnungen zur mikrofluidischen Ankopplung können beim UV-Belichten durch eine Maske vorgegeben werden. Nach dem Vernetzen des SUEX mittels Postbake bleibt nach dem Prozessschritt des Entwickelns in PGMEA nur noch der gewünschte Verschluss übrig. In einem letzten Arbeitsschritt wird der Transducer mittels Aceton aus der Halterung von dem Harz abgelöst.

6.2.1 Mikrofluidische Ankopplung

Auf Grund der maximalen Auslenkung am Außenrand des Transducers kann der Kanal nicht auf eine benachbarte unbewegte Struktur verlängert und dort auf gängige mikrofluidische Verbinder geführt werden. Die Kontaktierung muss somit auf der Oberseite der Metallplatte realisiert werden. Da die Metallplatte nur eine Dicke von $500\mu\text{m}$ aufweist, können keine mechanisch stabilen Verbindungen realisiert werden. Als Lösung kommen somit nur direkt auf die Öffnungen des Kanals geklebte Schläuche in Frage. Dabei muss sicher gestellt werden, dass der Kleber nicht in den Kanal zieht und diesen verschließt. Um die Dämpfung durch die Schläuche möglichst gering zu halten, erfolgt die Ankopplung am Schwingungsknoten.

6.2.2 Ausführung der Kanäle

Um eine hohe Sensitivität des Sensors zu erhalten, muss der Kanal entlang der maximalen Auslenkung der Biegeplatte führen. Somit sind die beiden Varianten aus Abbildung 6.4 möglich, bei denen der Kanal direkt über den Mittelpunkt des Transducers (a, b) oder entlang des Außenrands (c) geführt wird. Der Verschluss des Kanals mittels SUEX-Schicht kann dabei sowohl die gesamte Biegeplatte bedecken (a, c) oder nur im Randbereich um den Kanal aufgebracht werden (b). Über die am Institut EMK verfügbare CNC-Fräse können Strukturen mit einem Durchmesser ab $50\mu\text{m}$ gefertigt werden. In Kombination mit geeigneten Schläuchen werden acht Kanäle mit einer Breite und Tiefe von 200, 300 und $400\mu\text{m}$ gefertigt. Ein- und Auslass der Kanäle erfolgt an den Schwingungsknoten, um die Dämpfung durch die Schläuche zu minimieren.



(a) Kanalverlauf entlang der maximalen Auslenkung in der Mitte

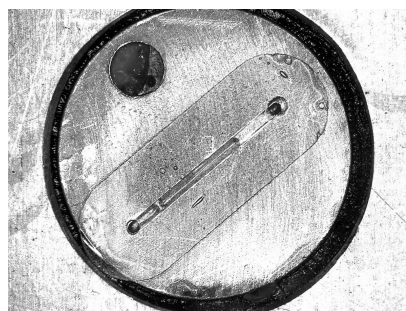
(b) Horizontaler Verlauf mit schmalen Verschluss über dem Kanal

(c) Kanalverlauf entlang der maximalen Auslenkung am Rand

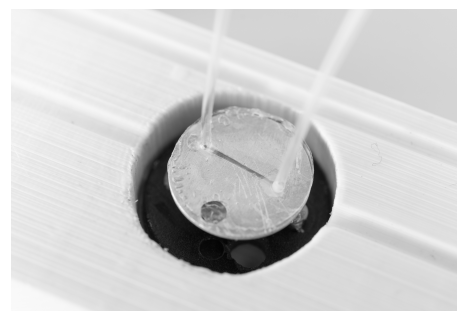
Abbildung 6.4.: Aufsicht auf die Biegeplatte der Transducer mit dunkel dargestelltem Kanal, blauen Anschlussöffnungen und orangefarbenem Verschluss aus SUEx. Der Bereich der Schwingungsknoten ist gestrichelt dargestellt.

6.2.3 Fertigung der Kanäle

Anhand der Ergebnisse aus den Vorversuchen werden acht Transducer mit unterschiedlichen Kanalgeometrien, Verläufen und Verschlüssen gefertigt. Um die Biegeplatte bei der mechanischen Bearbeitung und dem Aufbringen des Verschlusses nicht von der Halterung des Transducers zu reißen, wird eine Aufnahme konstruiert, in die der Transducer mittels eines chemisch lösbaren Harzes befestigt wird. In Abbildung 6.5(a) ist ein modifizierter Transducer nach dem Fertigen des Verschlusses zu sehen. Beim Lösen der Transducer aus der Aufnahme mittels Aceton wird die SUEx-Schicht jedoch angegriffen und bei einigen Transducern vollständig abgelöst. Dies führt dazu, dass nur zwei funktionsfähige Kanäle gefertigt werden konnten. Im Hinblick auf weitere Modifikationen ist auf den Einsatz von Aceton zu verzichten. Dies kann durch Ersatz des chemisch lösbaren Harzes oder durch eine mechanisch Einspannung der Biegeplatte erfolgen. Die funktionsfähigen Kanäle werden



(a) gefertigter Verschluss vor Auslösen aus Halter



(b) fertiger Transducer

Abbildung 6.5.: Mit Kanal modifizierte Transducer

anschließend am Mikromontageplatz mit Schläuchen versehen und auf Dichtigkeit getestet. Somit stehen zwei modifizierte Transducer mit einer Kanalbreite von $300\mu\text{m}$ und $400\mu\text{m}$ zur Verfügung, die im nächsten Kapitel charakterisiert werden können. Der Verschluss reicht bei beiden Transducern wie in Abbildung 6.4(a) über die gesamte Biegeplatte.

7 Charakterisierung der modifizierten Transducer

Die im Rahmen des vorigen Kapitels modifizierten Transducer sollen nun im Hinblick auf die Eignung als Sensoren zur Detektion von Massen in Flüssigkeiten untersucht werden. Dazu wird in einem ersten Schritt der Einfluss der Modifikation auf die Güte untersucht, welche die erreichbare Massenauflösung begrenzt. Anschließend werden die Transducer mit Flüssigkeit gefüllt und durch verschiedene Massen belastet. Damit kann die Empfindlichkeit der Transducer ermittelt werden, die einen Vergleich der unterschiedlichen Modifikationen ermöglicht.

7.1 Auswirkungen der Modifikation der Transducer

Durch das Ausfräsen von Kanälen sowie Aufbringen eines Verschlusses und Anbringen von Schläuchen werden Massen und Nachgiebigkeiten des Transducers verändert, die sowohl eine Verschiebung der Resonanzfrequenz als auch einen Einfluss auf die Schwingungsgüte haben. Da eine reduzierte Güte zu einer schlechteren Massendetektion führt, wird eine möglichst hohe Güte angestrebt. In Abbildung 7.1 sind die Impedanzkurven von drei, mit Schläuchen oder gefrästem Kanal und SUEX-Verschluss modifizierten, Transducern abgebildet.

Die oberen beiden Verläufe (Abbildung 7.1 (a), (b)) unterscheiden sich darin, ob der Schlauch quer über die gesamte Biegeplatte des Transducers verläuft (Abbildung 6.1(a)) oder an den Schwingungsknoten ein- und ausgekoppelt und nur in der Mitte der Biegeplatte befestigt ist (Abbildung 6.1(b)). Die Güte der Serienresonanz verringert sich durch das Aufbringen eines Schlauches horizontal über den Transducer um 50,79 % auf einen geringen Wert von $Q = 38,32$. Durch die Kopplung an den Schwingungsknoten kann die Dämpfung auf einen Wert von 22,4 % verringert werden. Durch die Verwendung eines dünneren Schlauches wird die Güte durch die Modifikation schwächer gedämpft. Die besten Ergebnisse mit einer Güte von $Q = 56,55$ bzw. einer Reduktion um nur 12,01 % werden mit einem an den Schwingungsknoten gekoppelten Schlauch mit ID=0,2 mm erreicht (Tabelle 7.1).

Wird der Transducer mit einem Kanal versehen und erneut verschlossen (Abbildung 6.5), überlagern sich zwei Effekte. Durch das Ausfräsen der Kanäle wird die Biegeplatte leichter, was zu einer Verbesserung der Güte führt. Durch das Aufbringen der SUEX Schicht als Verschluss wird jedoch eine zusätzliche Masse ganz flächig über die Biegeplatte aufgebracht. Die zwei erfolgreich gefertigten Transducer mit ganz flächigem Verschluss weisen eine Reduktion der Güte um 33 % auf $Q = 45,94$ auf und sind somit etwas schlechter als der nicht im Schwingungsknoten gekoppelte Schlauch einzuordnen (Abbildung 7.1 (c)). Eine Verbesserung wird durch die Beschränkung der SUEX Schicht auf den Bereich direkt um den Kanal erreicht werden, wie in Abbildung 6.5(a) gezeigt ist, jedoch konnte dies prozessbedingt nicht umgesetzt werden.

Zur Detektion von Partikeln in Flüssigkeiten stehen somit verschiedene Transducer mit einer Güte zwischen $Q = 38,32$ und $Q = 56,55$ zur Verfügung, die im folgenden Kapitel auf die Eignung als Sensor untersucht werden.

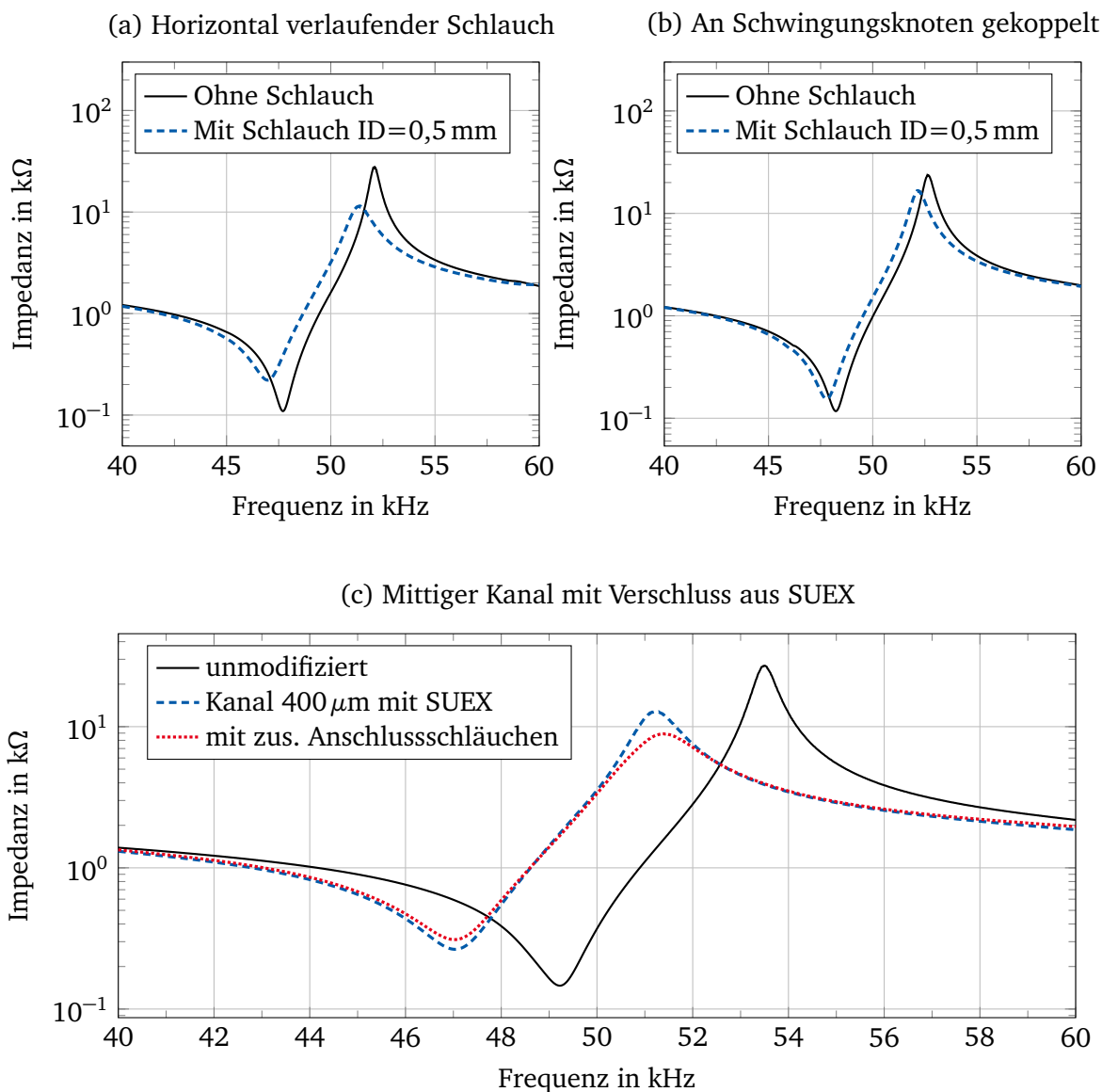


Abbildung 7.1.: Verringerung der Güte und Resonanzfrequenz durch Modifikationen des Transducers. Dabei wird wahlweise ein Schlauch horizontal über den gesamten Transducer verlegt (a) oder an den Schwingungsknoten eingekoppelt (b). In (c) ist eine zweite Variante mit gefrästem Kanal und einem Verschluss aus SUEX gezeigt.

Tabelle 7.1.: Einfluss von Modifikationen auf die Güte des Transducers (Auszug)

Nr.	Modifikationstyp	Verlauf	Güte der Serienresonanz		
			Ausgangswert	Modifiziert	Reduktion um
22	PVC ID=0,5 mm	quer	77,87	38,32	50,79 %
18	PVC ID=0,5 mm	Schwingungsknoten	71,43	55,43	22,40 %
25	PVC ID=0,2 mm	quer	52,21	38,48	26,30 %
23	PVC ID=0,2 mm	Schwingungsknoten	64,27	56,55	12,01 %
13	Kanal 400 µm mit Anschlüssen	gerade	68,52	45,94	32,95 %
			68,52	45,73	33,26 %

7.2 Messaufbau zur Bestimmung der Massenauflösung

Die modifizierten Transducer werden in diesem Kapitel auf die Eignung als Sensoren zur Detektion von Massenänderungen in Flüssigkeiten untersucht. Der Messaufbau ist in Abbildung 7.2 gezeigt. Über einen Netzwerkanalysator E5061B (Agilent Technologies, Santa Clara, USA) wird das Minimum der Impedanz sowie die Frequenz des Phasennulldurchgangs elektrisch bestimmt. Der Kanal im Transducer bzw. der aufgebraute Schlauch wird über eine Spritze mit destilliertem Wasser befüllt und unterschiedliche Partikel in der Mitte des Kanals platziert. Durch das Einbringen der Partikel wird das Wasser im Kanal verdrängt. Die Differenz zwischen der Masse des verdrängten Wassers und der Masse des eingebrachten Partikels stellt das Maß für die Verschiebung der Resonanzfrequenz dar. Die Berechnung der Masse der Partikel ist in Anhang E.3 zu finden. Um den mechanischen Einfluss der Schlauchenden zu minimieren, wird der Schlauch am Bogen oberhalb des Transducers verklebt. Als

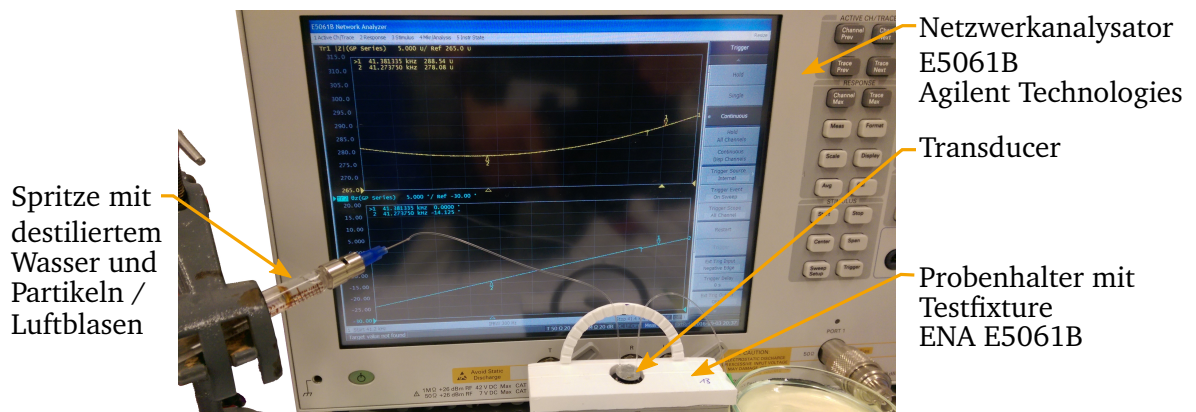


Abbildung 7.2.: Messaufbau zur Bestimmung der Resonanzverschiebung abhängig von Partikeln und Flüssigkeiten im Kanal

Partikel werden Luftblasen und kleine Glaskugeln (SiLibeads, Sigmund Lindner) verwendet. Die Glaskugel können in Durchmessern zwischen $90\text{ }\mu\text{m}$ und $600\text{ }\mu\text{m}$ erworben werden. Da die Masse der Glaskugeln die minimale Auflösung der am Institut EMK sowie am Biochemischen Institut verfügbaren Waagen unterschreitet ($\leq 0,1\text{ mg}$), wird der Durchmesser jeder Kugel mittels Mikroskop (Keyence VHX-600, Osaka, Japan) bestimmt (Abbildung E.7) und die Masse rechnerisch ermittelt. Für die Schlauchdurchmesser von $200\text{ }\mu\text{m}$ bis 1 mm stehen Massen zwischen $0,954\text{ }\mu\text{g}$ und $1,35\text{ g}$ zur Verfügung.

7.3 Ergebnisse des mit Schlauch modifizierten Transducers

Zunächst werden die Transducer mit aufgebrautem Schlauch verwendet. Es kommen Schläuche mit einem Innendurchmesser von $0,2\text{ mm}$ und $0,5\text{ mm}$ zum Einsatz. In Abbildung 7.3 ist der zeitliche Verlauf der Resonanzfrequenz zu erkennen. Der Abstand zwischen den Messpunkten ist durch die Sweepdauer des Impedanzmessplatzes mit 5 s vorgegeben. Eine 2 mm lange Luftblase, mit einem Volumen von $12,34\text{ nl}$, wird in den Schlauch eingebracht. Der absolute Fehler der Masse durch das Bestimmen der Länge der Luftblase mittels Messschieber liegt bei $0,6\text{ }\mu\text{g}$ für den $0,2\text{ mm}$ Schlauch und $19,5\text{ }\mu\text{g}$ bei $0,5\text{ mm}$. Im Verlauf sind die Messpunkte markiert, an denen die Luftblase in der Mitte des Transducers positioniert ist. Die Resonanzfrequenz schwankt im mit Wasser gefüllten Lastfall um $\pm 0,878\text{ Hz}$. Jedoch

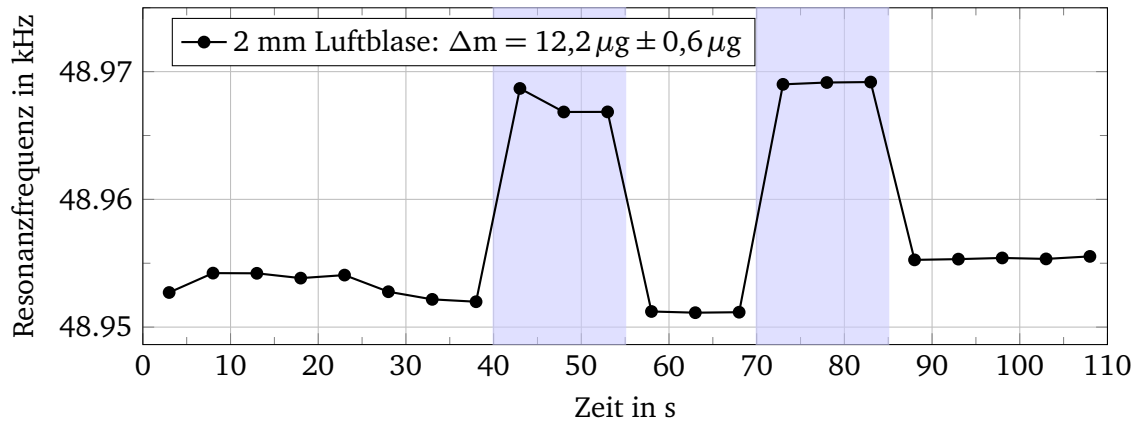


Abbildung 7.3.: Verlauf der Resonanzfrequenz bei Positionierung einer 2 mm großen Luftblase in der Mitte des Transducers (ID=0,2 mm). Durch die Luftblase steigt die Resonanzfrequenz um 14,76 Hz an.

treten Sprünge der Frequenz um $\Delta f = (16,02 \pm 1,44)$ Hz auf, wenn die Luftblase im Transducer platziert wird. Über die Massendifferenz zwischen Luftblase und verdrängtem Wasser ergibt sich eine Auflösung von $(1301,3 \pm 117,1)$ Hz/mg. Das Einbringen einer 0,5 mm großen Luftblase ergibt eine vergleichbare Auflösung von $(1362,3 \pm 240,3)$ Hz/mg.

Bei einem zweiten Sensor mit einem Schlauch mit ID = 0,5 mm und einer Glaskugel mit $409 \mu\text{m}$ Durchmesser ergibt sich eine reduzierte Auflösung von $(76,74 \pm 19,2)$ Hz/mg. Zudem wird bei diesem Transducer ein stärkerer Drift der Resonanzfrequenz beobachtet.

7.4 Ergebnisse des mit eingefrästem Kanal und SUEX modifizierten Transducer

In einem zweiten Schritt wird der Transducer mit gefrästem Kanal und SUEX-Verschluss verwendet. Der Kanal weist eine Breite von $400 \mu\text{m}$ auf. In Abbildung 7.4 sind die Ergebnisse zweier Messungen mit einer 1 mm und 6 mm großen Luftblase gezeigt. Das Volumen der Luftblase wird anhand der Länge im Schlauch der Zuleitung bestimmt. Die mittlere Änderung der Resonanzfrequenz beim Einbringen der Luftblase beträgt $\Delta f = (128,25 \pm 4,25)$ Hz und ergibt somit eine Auflösung von $(109,0 \pm 3,93)$ Hz/mg. Bei der 1 mm großen Luftblase ergibt sich analog $\Delta f = (35,08 \pm 4,84)$ Hz und somit eine Auflösung von $(179,0 \pm 0,024)$ Hz/mg. Die Auflösung der beiden Luftblasen liegt somit bereits in der gleichen Größenordnung. Da die Luftblasen optisch vermessen wurden, und die 6 mm große Luftblase den Kanal vollständig ausfüllt, wird die Abweichung zwischen den beiden Auflösungen geringer geschätzt.

7.5 Fazit der Messungen

Aus den Messungen ergibt sich, dass die Transducer mit aufgebrachtem Schlauch eine höhere Massenauflösung bieten als der gefräste und mit SUEX verschlossene Kanal (Tabelle 7.2). Dies steht im Einklang mit der ermittelten Güte der verschiedenen Aufbauten. Je geringer der Innendurchmesser des verwendeten Schlauchs ist, desto geringer ist die Masse der Flüssigkeit und desto größer fällt die Änderung der Resonanzfrequenz abhängig von der eingebrachten Masse aus. Die Einkopplung des Schlauchs an den Schwingungsknoten hat zudem zu einer höheren Güte geführt. Da auf Grund fertigungstechnischer Schwierigkeiten nur ein

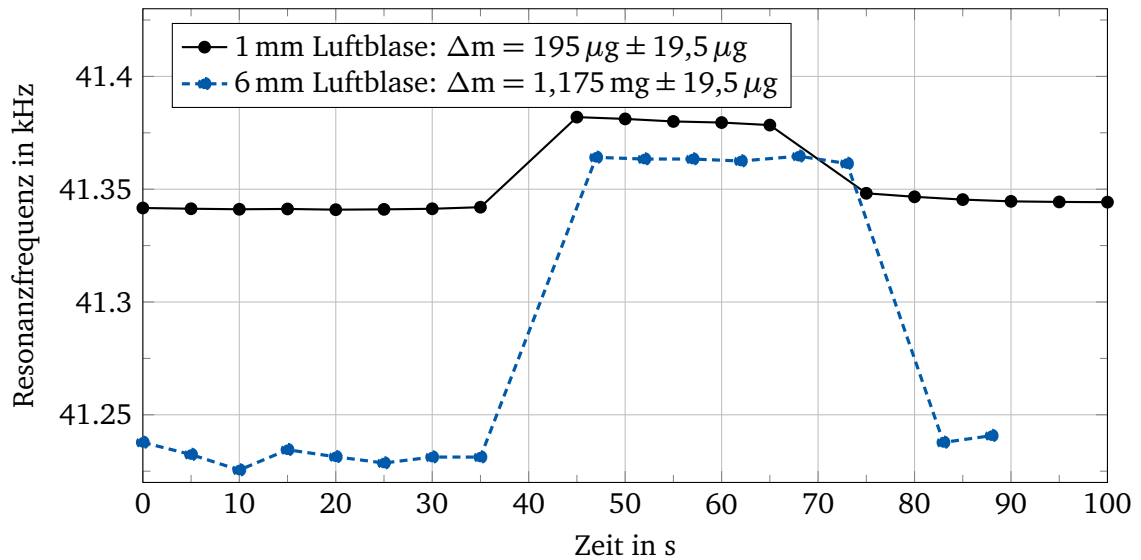


Abbildung 7.4.: Verlauf der Resonanzfrequenz bei Positionierung einer 1 mm sowie 6 mm großen Luftblase im Kanal des Transducers. Ansteigen der Resonanzfrequenz durch die geringere Masse des verdrängten Wassers.

Transducer auf Basis des gefrästen und mit SUEX verschlossenen Kanals getestet werden konnte, sind noch keine Aussagen für kleinere Kanäle zu treffen. Der gefertigte Transducer weist, im Vergleich zu den mit Schläuchen versehenen, eine geringe Güte auf. Wird der SUEX-Verschluss jedoch nur im direkten Randbereich des Kanals aufgebracht, sollte sich die Güte jedoch vergrößern, da insbesondere die maximale Auslenkung am Rand des Transducers weniger gedämpft wird. Zudem sind kleinere Strukturen der Kanäle möglich, während mikrofluidische Schläuche nicht beliebig skaliert werden können.

Ein weiteres Ergebnis ist, dass die Bestimmung der Resonanzverschiebung bei allen modifizierten Transducern über den Phasennulldurchgang im Gegensatz zum Minima der Impedanz deutlich weniger Rauschen aufweist. So liegt die Resonanzfrequenz des Impedanzminimums des gefüllten Kanals bei $(41,23 \pm 2,37)$ Hz während der Phasennulldurchgang bei $(41,341 \pm 0,682)$ Hz liegt (Abbildung 7.4).

Tabelle 7.2.: Übersicht der vermessenen Massen und erreichten Auflösungen

Probe	Masse der Probe	Massen-änderung	Frequenzänderung	Auflösung
Transducer Nr. 3 mit Kanal und SUEX-Verschluss: $Q = 45,73$				
0,1 mm Luft	$0,23 \mu\text{g}$	$195 \mu\text{g}$	$(35,08 \pm 4,84) \text{ Hz}$	$(179,0 \pm 24,7) \text{ Hz/mg}$
6 mm Luft	$1,42 \mu\text{g}$	$1,175 \text{ mg}$	$(128,25 \pm 4,62) \text{ Hz}$	$(109,0 \pm 3,93) \text{ Hz/mg}$
Transducer Nr. 18 mit 0,5 mm Schlauch: $Q = 55,43$				
409 μm SiLibeads	$89,67 \mu\text{g}$	$53,67 \mu\text{g}$	$(4,12 \pm 1,033) \text{ Hz}$	$(76,74 \pm 16,2) \text{ Hz/mg}$
Transducer Nr. 23 mit 0,2 mm Schlauch: $Q = 56,55$				
2 mm Luft	$14,9 \text{ ng}$	$12,3 \mu\text{g}$	$(16,02 \pm 1,44) \text{ Hz}$	$(1301,3 \pm 117,1) \text{ Hz/mg}$
0,5 mm Luft	$3,7 \text{ ng}$	$3 \mu\text{g}$	$(4,19 \pm 0,739) \text{ Hz}$	$(1362,3 \pm 240,3) \text{ Hz/mg}$

8 Schlussfolgerung und Ausblick

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Modellierung und Modifikation von Ultraschallwandlern zur Detektion von Masseänderungen in Flüssigkeiten gezeigt. Dazu wurden die mechanischen und elektrischen Eigenschaften von 18 Transducern über die elektrische Impedanz und die mechanische Auslenkung und Geschwindigkeit an der Oberfläche ermittelt. Um die Transducer modellieren zu können, wurden Schnitte von fünf Transducern angefertigt und die Materialstärken der einzelnen Schichten ermittelt. Die verwendeten Materialien der Metallplatte können durch einen Vergleich der Dichte auf eine Aluminiumlegierung eingeschränkt werden. Zur Bestimmung der verwendeten Piezokeramik werden die Materialmodelle der von Murata vertriebenen Piezotite-Reihe sowie weiterer handelsüblicher Piezokeramiken erstellt und in einem Finiten-Elemente-Programm (COMSOL Multiphysics) implementiert. Anhand des elektrischen und mechanischen Verhaltens von 15 untersuchten Materialien, im Vergleich mit experimentell ermittelten Werten, wird die verwendete Piezokeramik auf PZT-7B festgelegt.

Das Verhalten des unbelasteten Transducers in Luft wird analytisch mittels Butterworth-van-Dyke-Ersatzschaltbild und über Finite-Elemente in einer rotationssymmetrischen 2D- und 3D-Simulation dargestellt und untersucht. Dabei zeigen sowohl der Transducer in Ausgangslage als auch die modifizierten und mit Flüssigkeit belasteten Transducer eine Übereinstimmung mit dem Modell.

In der Ausgangslage werden die elektrischen und mechanischen Verluste der Piezokeramik vernachlässigt. Um das Verhalten des Modells an die experimentell ermittelten Werte anzunähern, werden die Verlustmechanismen in piezoelektrischen Materialien untersucht. Dazu werden die prinzipiellen Einflüsse der dielektrischen und piezoelektrischen Verluste auf die Piezokeramik sowie die Einflüsse der mechanischen Verluste auf alle Komponenten des Transducers anhand von Simulationsreihen betrachtet. Über eine analytische Näherung werden Startwerte für die Verluste in der numerischen Simulation ermittelt. Die unter Berücksichtigung der Startwerte simulierten Verläufe der Impedanz weisen gegenüber den Messungen einen Offset sowie verringerte Amplituden auf. Ein zusätzliches Abknicken der Phase im Bereich der Parallelresonanz, weist auf eine zu hohe dielektrische oder piezoelektrische Dämpfung hin. Durch Variation der verschiedenen Dämpfungen konnte der Verlauf mit $\eta_{\epsilon T} = 2,2\%$, $\eta_{SE} = 0,874\%$ und $\eta_{d31} = 0\%$ näher an die experimentell ermittelten Ergebnisse geführt werden. Somit steht am Ende der Arbeit ein Modell des Transducers zur Verfügung, welches die Güte der Vergleichsmessung zu 87,3 % in Serien- und 78,8 % in Parallelresonanz erreicht.

Der Prozess der Modellierung des unmodifizierten Transducers dauerte bis zum Ende der Arbeit an. Da die Berücksichtigung der eingebrachten Kanäle und die zusätzliche Domäne der Flüssigkeit in den Kanälen nur bei korrekter Abbildung des unmodifizierten Transducers aussagekräftig ist, steht die Modellierung des modifizierten und mit Wasser befüllten Transducers noch aus. Der Grundaufbau der Simulation ist jedoch unter Berücksichtigung der Materialparameter der SUEX-Schicht vorbereitet.

Das fertig gestellte Modell des unmodifizierten Transducers kann zu einer ersten Abschätzung der erreichbaren Massenauflösung genutzt werden. Da der Schlauch bzw. Kanal und die Flüssigkeit in der Simulation noch nicht berücksichtigt werden, ist jedoch nur eine grobe Einschätzung möglich.

Zur Bestimmung der erreichbaren Massenauflösung wird in der Simulation eine variable Masse in der Mitte der Metallplatte des Transducers platziert. Die Masse wird als Randbedingung auf die Grundfläche eines ansonsten masselos modellierten $100\mu\text{m}$ kleinem geometrischen Elements gesetzt und zwischen $0,1\text{ mg}$ und 1 mg variiert. Das Minima der Impedanz verschiebt sich dabei linear mit steigender Masse um bis zu 286 Hz nach links (Abbildung 8.1). Dies entspricht einer Massenauflösung von 317 Hz/mg und liegt im Bereich der in der Arbeit durchgeführten Messungen (Tabelle 7.2).

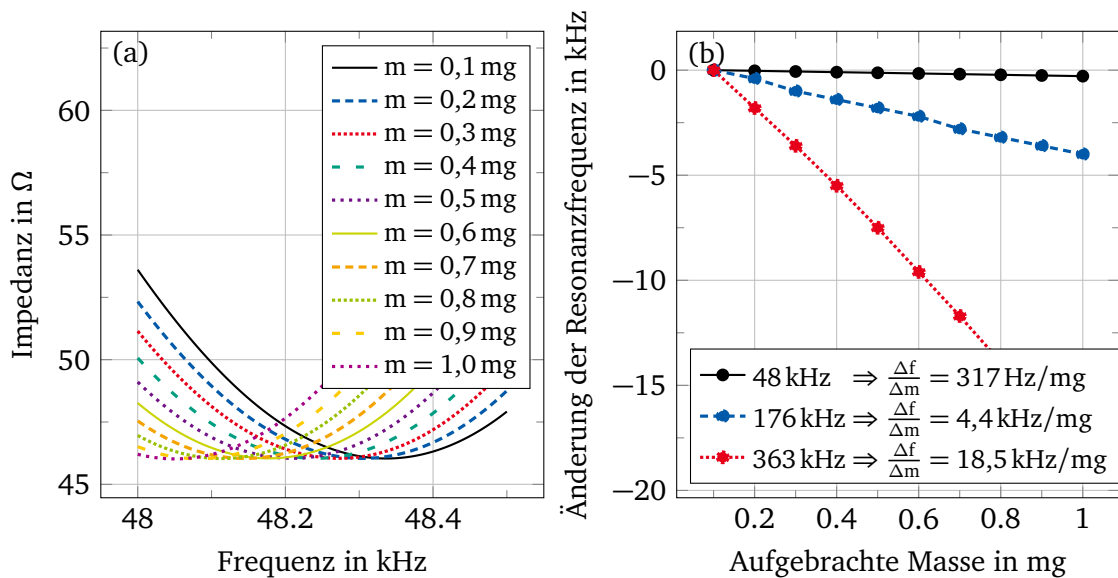


Abbildung 8.1.: Einfluss einer in der Simulation auf den Transducer aufgetragenen Masse auf die Impedanz. Die Serienresonanz (Minima in (a)) verschiebt sich mit steigender Masse linear nach links. Es wird eine Massenauflösung von 317 Hz/mg erreicht. Durch Modifikation des Modells können fiktive Transducer mit Resonanzfrequenzen von 176 kHz und 363 kHz modelliert werden deren Massenauflösung sich mit steigender Resonanzfrequenz verbessert.

Die Sauerbrey-Gleichung besagt, dass die Massenauflösung durch die Vergrößerung der Resonanzfrequenz des unbelasteten Transducers vergrößert wird (Gleichung 1.2). Um diese Verbesserung im Hinblick auf den geplanten Einsatz von CMUTs zu untersuchen, werden zwei fiktive Transducer unter Berücksichtigung der Erkenntnisse aus Kapitel 5.2 erstellt, deren Grundmode bei 176 kHz und 363 kHz liegen. Für diese beiden Transducer wird die Massenauflösung auf gleiche Weise zu $4,4\text{ kHz/mg}$ und $18,5\text{ kHz/mg}$ bestimmt (Abbildung 8.1 (b)). Dies ermöglicht rechnerisch eine Detektion von 45 ng bei einer Resonanzverschiebung von 1 Hz .

Am Institut EMK verfügbare Single-Cell CMUTs liegen mit einer Resonanzfrequenz von 170 kHz im Bereich der fiktiven Transducer und stellen somit einen vielversprechenden Ansatz zur weiteren Entwicklung von ultraschallbasierten Sensoren zur Detektion von Massenänderungen in Flüssigkeiten dar. Da die CMUTs bei diesen Frequenzen noch nicht in

Verbindung mit Flüssigkeiten untersucht wurden, stellt dies einen Ausgangspunkt für weitere Arbeiten dar.

Anmerkungen zur Modifikation des Transducers

Der Transducer wird parallel zur Modellierung in mehreren Schritten modifiziert, um Partikel in Flüssigkeit detektieren zu können. Einer der beiden verfolgten Ansätze nutzt dünne Schläuche aus PVC mit Dicken zwischen 0,2 mm und 0,5 mm, die auf die Biegeplatte des Transducers aufgebracht werden. Dabei ist die Güte des modifizierten Transducers abhängig von der Position der Einkopplung der Schläuche. Über den entwickelten Messstand, zur flächenbasierten Bestimmung der Auslenkung, kann ein Bereich auf der Metallplatte lokalisiert werden, dessen Auslenkung über die ganze Periode der Anregung minimal wird. Durch Einkopplung der Schläuche an diesen Schwingungsknoten kann die Güte gegenüber dem Verlauf quer über die ganze Fläche um 17 Prozentpunkte erhöht werden.

Die zweite Variante zur Integration der Kanäle basiert auf dem Verschließen eines maschinell gefertigten Kanals durch eine SUEX-Schicht, die Öffnungen zur mikrofluidischen Kontaktierung aufweist. Mit den im Rahmen der Arbeit verwendeten Prozessparametern kann die Schicht erfolgreich auf die Metallfläche des Transducers aufgebracht und strukturiert werden. Da die Metallfläche zum Schutz vor mechanischen Einflüssen über ein chemisch lösbares Harz an einem Halter befestigt ist, muss der fertige Transducer in einem letzten Schritt aus dem Halter gelöst werden. Das dabei zum Einsatz gekommene Aceton greift jedoch die SUEX-Schicht an und führt bei vier von sechs modifizierten Transducern zum Ablösen. Aus diesem Grund sollte die Metallplatte in weiteren Arbeiten mechanisch oder unter Einsatz eines anderen Harzes im Halter befestigt werden.

Um die Güte des mit SUEX modifizierten Transducers zu erhöhen, kann die Schicht, wie in der Arbeit vorgeschlagen, nur im Randbereich des Kanals aufgebracht werden. Somit wird der äußere Rand, der die größte Auslenkung aufweist, nicht durch die zusätzliche Schicht gedämpft.

Anmerkungen zur weiteren Untersuchung des Transducers

Auf Grund der ursprünglichen Auslegung des Transducers als Ultraschallsender liegt eine gute akustische Kopplung vor. Da diese für die Nutzung als Sensor nicht benötigt wird, sollte die Güte und Empfindlichkeit zur Detektion von Massen im Vakuum untersucht werden. Über eine am Institut verfügbare Klimakammer kann zusätzlich das thermische Verhalten des Transducers berücksichtigt werden.

Die Aufnahme der Messkurven zur Detektion von Massenänderungen in Flüssigkeiten erfolgt bisher am Netzwerkanalysator. Dabei wird die zu detektierende Masse manuell positioniert, während der Netzwerkanalysator einen kontinuierlichen Sweep mit einer Dauer von ~ 5 s durchführt und die Serienresonanz anhand des Impedanzminimums und des Phasennulldurchgangs bestimmt. Die Messwerte werden gefilmt und anschließend händisch zusammengeführt. Zur umfangreicheren Charakterisierung des modifizierten Transducers ist somit der Einsatz eines Oszillators sinnvoll, der den Transducer kontinuierlich in Resonanz anregt. Die Resonanzfrequenz kann dabei mit einem Frequenzzähler über die Zeit bestimmt werden.

Literaturverzeichnis

- [1] Park, K. K.; Lee, H. J. und Kupnik, M. *Capacitive micromachined ultrasonic transducers for chemical detection in nitrogen*. In: „Applied Physics Letters“ 91 (2007), Seite 094102.
- [2] Wu, G. und Datar, R. H. *Bioassay of prostate-specific antigen (PSA) using microcantilevers*. In: „Nature biotechnology“ 19.9 (2001), Seiten 856–860.
- [3] Gruhl, F. J. *Oberflächenmodifikation von Surface Acoustic Wave (SAW) Biosensoren für biomedizinische Anwendungen*. Karlsruher Institut für Technologie, 2014. ISBN: 9783866445437.
- [4] Kim, S.; Lee, D. und Liu, X. *Molecular recognition using receptor-free nanomechanical infrared spectroscopy based on a quantum cascade laser*. In: „Scientific reports“ 3 (2013), Seite 1111.
- [5] Sauerbrey, G. *Verwendung von Schwingquarzen zur Wägung dünner Schichten und zur Mikrowägung*. In: „Z. Physik (Zeitschrift für Physik)“ 155.2 (1959), Seiten 206–222.
- [6] Burg, T. P. und Manalis, S. R. *Suspended microchannel resonators for biomolecular detection*. In: „Applied Physics Letters“ 83.13 (2003), Seite 2698.
- [7] Johnson, B. N. und Mutharasan, R. *Biosensing using dynamic-mode cantilever sensors: A review*. In: „Biosensors and Bioelectronics“ 32.1 (2012), Seiten 1–18.
- [8] Burg, T. P.; Godin, M. und Manalis, S. R. *Weighing of biomolecules, single cells and single nanoparticles in fluid*. In: „Nature“ 446.7139 (2007), Seiten 1066–1069.
- [9] Boisen, A.; Dohn, S. und Keller, S. S. *Cantilever-like micromechanical sensors*. In: „Reports on Progress in Physics“ 74.3 (2011), Seiten 1–31.
- [10] Johannsmann, D. *The Quartz Crystal Microbalance in Soft Matter Research: Fundamentals and Modeling by Diethelm Johannsmann*. Soft and Biological Matter. Cham: Springer, 2015. ISBN: 978-3-319-07836-6.
- [11] Lee, J.; Chunara, R. und Burg, T. P. *Suspended microchannel resonators with piezoresistive sensors*. In: „Lab Chip“ 11.4 (2011), Seiten 645–651.
- [12] Malvern Instruments Limited. *ARCHIMEDES - MRK1869*. URL: <http://www.malvern.com/en/products/product-range/archimedes> (abgerufen am 05.04.2016).
- [13] Affinity Biosensors. *LifeScale: Resonant Mass Measurement*. URL: <http://www.affinitybio.com/products/lifescale.php> (abgerufen am 02.04.2016).
- [14] Hadji, C.; Berthet, C.; Baléras, F.; Cochet, M.; Icard, B. und Agache, V. *Hollow MEMS mass sensors for real-time particles weighing and sizing from a few 10 nm to the um scale*. In: „IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)“ 28th (2015).
- [15] Barton, R. A.; Ilic, B. und Verbridge, Scott S. *Fabrication of a Nanomechanical Mass Sensor Containing a Nanofluidic Channel*. In: „Nano Letters“ 10.6 (2010), Seiten 2058–2063.
- [16] Kupnik, M. und Khuri-Yakub, B. T. *Sensor for measuring properties of liquids and gases*. US8276433 B2. 2012.

-
- [17] Tichý, J. und Gautschi, G. H. *Piezoelektrische Meßtechnik: Physikalische Grundlagen, Kraft-, Druck- und Beschleunigungsaufnehmer, Verstärker*. Berlin: Springer, 1980. ISBN: 3-540-09448-2.
- [18] Miodrag P. *Piezoelectric Transducers Modeling and Characterization: MPI Interconsulting*. 2004.
- [19] Uchino, K.; Zhuang, Y. und Ural, S. O. *Loss Determination Methodology for a Piezoelectric Ceramic: New Phenomenological Theory and Experimental Proposals*. In: „Journal of Advanced Dielectrics“ 01.01 (2011), Seiten 17–31.
- [20] Rajapurkar, A. *Loss Mechanism in Piezoelectric PZT Ceramics and Single Crystals: A Thesis in Electrical Engineering*. Dissertation. The Pennsylvania State University, 2008.
- [21] KERN & SOHN GmbH. *Präzisionswaagen Kern EW 620-3NM*. 2016-15-22. URL: <http://www.kern-sohn.com/data/downloads/sl-ew-n-eg-n-de.pdf>.
- [22] *Metallische Werkstoffe: Physikalische Eigenschaften*. 2016-04-12. URL: <http://www.hug-technik.com/inhalt/ta/metall.htm> (abgerufen am 12.04.2016).
- [23] Murata Manufacturing Co., Ltd. *Datenblatt Piezotite*. 2013. URL: <http://www.symmetron.ru/suppliers/murata/sensors/p19e6.pdf> (abgerufen am 20.06.2016).
- [24] Sherrit, S. und Mukherjee, B. K. *Characterization of piezoelectric materials for transducers*. In: „Dielectric and Ferroelectric Reviews“ 2012 (), Seiten 185–254.
- [25] Tiersten, H. F. *An analysis of nonlinear resonance in contoured-quartz crystal resonators*. In: „The Journal of the Acoustical Society of America“ 80.4 (1986), Seite 1122.
- [26] Nosek, J. *Drive level dependence of the resonant frequency in BAW quartz resonators and his modeling*. In: „IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control“ 46.4 (1999), Seiten 823–829.
- [27] Kaajakari, V.; Mattila, T. und Oja, A. *Nonlinear Limits for Single-Crystal Silicon Microresonators*. In: „Journal of Microelectromechanical Systems“ 13.5 (2004), Seiten 715–724.
- [28] COMSOL. *Multiphysics Reference Manual: COMSOL 5.2a*.
- [29] IEEE. *Standard on Piezoelectricity*. 1988.
- [30] Holland, R. *Representation of Dielectric, Elastic, and Piezoelectric Losses by Complex Coefficients*. In: „IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics“ 14.1 (1967), Seiten 18–20.
- [31] González, A.; García, Á. und Benavente-Peces, C. *Revisiting the Characterization of the Losses in Piezoelectric Materials from Impedance Spectroscopy at Resonance*. In: „Materials“ 9.2 (2016), Seite 72.
- [32] Unger, A.; Hoffmann, M. und Kupnik, M. *Finite element analysis of mechanically amplified CMUTs*. In: „2013 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)“, Seiten 287–290.
- [33] Guo, X. *Surface plasmon resonance based biosensor technique: A review*. In: „Journal of Biophotonics“ 5.7 (2012), Seiten 483–501.
- [34] Fee, C. J. *Label-Free, Real-Time Interaction and Adsorption Analysis 1: Surface Plasmon Resonance*. In: „Protein Nanotechnology: Protocols, Instrumentation, and Applications, Methods in Molecular Biology“ 996 (2013), Seiten 287–312.

-
- [35] Brongersma, M. L. und Kik, P. G. *Surface Plasmon Nanophotonics*. Band 131. Springer Series in Optical Sciences. Dordrecht: Springer, 2007. ISBN: 978-1-4020-4333-8.
 - [36] Tamayo, J.; Humphris, A.D.L und Malloy, A.M. *Chemical sensors and biosensors in liquid environment based on microcantilevers with amplified quality factor*. In: „Ultramicroscopy“ 86.1-2 (2001), Seiten 167–173.
 - [37] Kim, J.; Song, J. und Kim, K. *Hollow Microtube Resonators via Silicon Self-Assembly toward Subattogram Mass Sensing Applications*. In: „Nano Letters“ 16.3 (2016), Seiten 1537–1545.
 - [38] Ballas, R. G.; Pfeifer, G. und Werthschützky, R. *Elektromechanische Systeme der Mikrotechnik und Mechatronik: Dynamischer Entwurf Grundlagen und Anwendungen*. 2. Berlin, Heidelberg: Springer, 2009. ISBN: 9783540893172.
 - [39] COMSOL. *Acoustics Module User's guide: COMSOL 5.2a*.

Abbildungsverzeichnis

1.1.	Anlagerungen spezifischer Moleküle auf einer präparierten Oberfläche.	1
1.2.	Aufbau des in dieser Arbeit verwendeten Transducers (Murata MA40B8S).	2
1.3.	Erläuterung des Mass-Loading-Prinzips anhand eines Feder-Masse-Systems.	3
1.4.	Frei schwingender Biegebalken mit flüssigkeitsgefülltem Kanal [8].	4
1.5.	Kommerziell erhältliche Geräte basierend auf der Arbeit von Manalis/Burg	5
1.6.	Quadratischen Siliziumplatte mit eingebetteten Kanälen [14].	6
1.7.	Beidseitig eingespannter und optisch angeregter Kanal.	7
1.8.	Aufbau und Erweiterungsvorschlag eines kapazitiven Ultraschallsensors.	8
2.1.	Auslenkung des Ultraschallwandlers durch eine Piezokeramik in Radialmode	9
2.2.	Beziehungen und Materialkonstanten von piezoelektrischen Kristallen.	10
2.3.	Ersatzschaltbild des idealen piezoelektrischen Wandlers.	11
2.4.	Ersatzschaltbild nach Butterworth-van-Dyke [10].	12
2.5.	Charakteristischer Verlauf von Impedanz und Phase einer idealen Piezokeramik.	13
3.1.	Übersicht der möglichen Bewegungskonzepte des Messstandes.	16
3.2.	Realisierter Messstand zur Bestimmung der Oberflächengeschwindigkeit.	18
3.3.	Bedienoberfläche des realisierten Messstandes.	20
3.4.	Ablaufdiagramm der Messung.	22
4.1.	Querschnitt des Transducers mit einigen charakteristischen Abmessungen	23
4.2.	Schnitt durch die Metallplatte und Piezokeramik	24
4.3.	Elektrische Charakterisierung eines Transducers.	26
4.4.	Ermittlung der mechanischen Resonanz.	27
4.5.	Mechanische Charakterisierung eines Transducers.	28
4.6.	Verschiebung der Resonanzfrequenz durch variable elektrische Anregung	29
5.1.	Vergleich der Simulationstypen sowie der ermittelten Grundschiwingung.	31
5.2.	Bestimmung der Piezokeramik anhand von Simulationen.	32
5.3.	Einfluss der Abmessungen auf das Verhalten des Transducers.	33
5.4.	Einfluss der dielektrischen Verluste auf das Verhalten des Transducers.	34
5.5.	Einfluss der mechanischen Verluste auf das Verhalten des Transducers.	35
5.6.	Einfluss der piezoelektrischen Verluste auf das Verhalten des Transducers.	36
5.7.	Anwendung der berechneten Dämpfung auf die Simulation.	37
5.8.	Variation der dielektrischen und mechanischen Dämpfung	38
6.1.	Vergleich verschiedener Positionierungen der Schläuche auf dem Transducer	39
6.2.	Prinzip zur Fertigung von Kanälen mit Verschluss aus SUEx	40
6.3.	Prozessschritte zur Fertigung von Kanälen mit Verschluss aus SUEx	41
6.4.	Varianten zur Ausführung des SUEx-Verschlusses über einem Kanal.	42
6.5.	Mit Kanal modifizierte Transducer	42
7.1.	Einfluss der Modifikation mit Schlauch auf die elektrischen Eigenschaften	44
7.2.	Messaufbau zur Bestimmung der Resonanzverschiebung durch Partikel in Flüssigkeiten.	45

7.3. Resonanzverschiebung durch eine 2 mm großen Luftblase.	46
7.4. Resonanzverschiebung durch eine 1 mm und 6 mm große Luftblase.	47
8.1. Prognose aus der Simulation zur Empfindlichkeit von modifizierten Transducern	49
A.1. Prinzipskizze der Oberflächenplasmonenresonanzspektroskopie.	59
A.2. Einfluss des Brechungsindex bei SPR.	59
A.3. Verwendung eines Phase-Locked-Loops zur Anregung eines Biegebalkens [36].	61
A.4. Flüssigkeitsgefüllte Mikrokanäle zur Bestimmung der Dichte [37].	62
A.5. Beziehungen zwischen Zustandsgrößen von piezoelektrischen Materialien. . . .	66
A.6. Vereinfachungen der Zustandsgrößen im adiabatischen Zustand.	68
A.7. Allgemeine 4-Pol Darstellung eines mechanisch/elektrischen Wandlers	70
A.8. Piezoelektrisches Wandlerschaltbild	71
B.1. Blockschaltbild der Kommunikation von Steuerung mit Peripherie	72
B.2. Beschreibung der Datenstruktur	73
C.1. Schnittansichten des Transducers	74
D.1. Einstellungen unter COMSOL zur Anregung mit sinusförmiger Spannung	76
D.2. Konvergenzbetrachtung des Netzes.	81
D.3. Bestimmung der Piezokeramik anhand von Simulationen.	82
D.4. Anwendung der berechneten Dämpfungen auf die Simulation.	83
D.5. Corner-Case-Analyse der Simulation.	84
E.1. Vergleich der Prozessschritte zum Verschließen des gefrästen Kanals.	85
E.2. Testweise auf Aluminium aufgebrachte SUEX-Verschlüsse	87
E.3. Versuchsaufbau zur Messung der Haftung von SUEX auf Aluminium.	89
E.4. Ergebnisse der Vorversuche zur Haftung von SUEX auf Aluminium.	90
E.5. Vergleich aller Messungen der Teststruktur.	90
E.6. Vergleich von Möglichkeiten zum Trennen von Schläuchen.	92
E.7. Vermessene Kugeln zur Verwendung als Partikel bei den Messungen.	93
F.1. Auszug des Datenblatts des Vibrometers OFV3001	95

Symbolverzeichnis

Symbol	Bedeutung	Einheit
a	Abmessung der größten Struktur	mm
c	Federsteifigkeit	N m^{-1}
c_{ij}	Elastische Koeffizienten	N m^{-2}
C_0	Elektrische Kapazität	F
c_0	Schallgeschwindigkeit in Luft	m s^{-1}
C_e	Elektrische Kapazität	F
C_m	Mechanische Kapazität (Nachgiebigkeit)	N m^{-1}
$d_{\text{Biegeplatte}}$	Durchmesser der Metallplatte	m
d_{Horn}	Durchmesser des Horns	m
d_{Bohrung}	Durchmesser der Bohrung in Metallplatte	m
d_{nj}	Piezoelektrischer Ladungskonstante	m V^{-1}
d_{PZT}	Durchmesser der Piezokeramik	m
D_n	Elektrische Verschiebungsdichte	C m^{-2}
e_{ni}	Piezoelektrischer Kraftkonstante	N V^{-1}
E	Elektrischen Feldstärke	V m^{-1}
F	Kraft	N
f_0	Resonanzfrequenz	Hz
f_{max}	Maximal auftretende Frequenz	Hz
f_{mech}	Mechanische Resonanzfrequenz	Hz
f_s	Serienresonanz	Hz
$f_{s\varphi}$	Phasennulldurchgang der Serienresonanz	Hz
g_{mj}	Piezoelektrischer Koeffizient	V m^{-1}
h_{Luft}	Abstand zwischen Boden der Kavität und PZT	m
h_{mi}	Piezoelektrischer Modul	V N^{-1}
h_{Silikon}	Dicke des Silikons zwischen Basis und PZT	m
i	Strom	A
k_t	Piezoelektrischer Kopplungsfaktor in Radialschwingung	1
k_p	Piezoelektrischer Kopplungsfaktor	1
$k_{p,\text{eff}}$	Effektiver piezoelektrischer Kopplungsfaktor	1
$L_{1s,p}$	Mechanische Induktivität (Masse)	kg
m	Masse (tritt in dieser Arbeit mit Präfix m, μ , n, p, f, a auf)	kg
p	Präfix Piko $p = 10^{-12}$	
f	Präfix Femto $f = 10^{-15}$	
a	Präfix Atto $a = 10^{-18}$	
m_{eff}	Effektive Masse	kg
p	Indices Parallelresonanz	-
pptv	Teil pro Billion (parts per trillion) bezogen auf Volumenempfindlichkeit	pptv/Hz
Q	Qualitätsfaktor (Güte) - Maß für die Schwingung in Resonanz	1
Q_p	Güte in Parallelresonanz	1
Q_s	Güte in Serienresonanz	1
Q	Ladung	As

Symbol	Bedeutung	Einheit
R	Radius (des Fernfelds)	mm
s	Indices Serienresonanz	-
s_{ij}	Elastische Materialkonstante	$\text{m}^2 \text{N}^{-1}$
S_i	Mechanische Dehnung	1
$t_{\text{Biegeplatte}}$	Materialstärke der Metallplatte	m
$t_{\text{Elektroden}}$	Materialstärke der Elektrodenschicht	m
t_{Horn}	Materialstärke des Horns	m
$t_{\text{Kleber Horn}}$	Materialstärke der Klebeschicht zwischen Metallplatte und Horn	m
$t_{\text{Kleber PZT}}$	Klebeschicht zwischen PZT und Metallplatte	m
t_{PZT}	Materialstärke der Piezokeramik	m
t_{M}	Materialstärke der Metallplatte	m
t_{PZT}	Materialstärke der Piezokeramik	m
T_j	Mechanische Spannung	N m^{-2}
U	Spannung	V
v	Geschwindigkeit	m s^{-1}
V_{pp}	Spannung Spitze-Spitze	V
z	Auslenkung in z-Richtung	m
β_{nm}	Dielektrische Impermittivität	m F^{-1}
ϵ_{nm}	Dielektrische Permittivität	F m^{-1}
σ	Poissonszahl $\sigma = -\frac{s_{12}}{s_{11}}$	1
$\Omega_{\text{A,t}}$	Maß für Ausbreitung der Schallgeschwindigkeit in einer Piezokeramik	
η_{d31}	Piezoelektrische Verluste in COMSOL	%
$\eta_{\epsilon T}$	dielektrische Verluste in COMSOL	%
η_{sE}	Mechanische Verluste in COMSOL	%
$\tan \delta$	Dielektrische Verluste	%
$\tan \phi$	Mechanische Verluste	%
$\tan \Theta$	Piezoelektrische Verluste	%
ρ	Dichte	kg m^{-3}
ξ	Auslenkung	m

Akronyme und Abkürzungen

BvD	Butterworth-van-Dyke
CMUT	Capacitive Ultrasonic Micromachined Transducer
DMMP	Dimethylmethylphosphonat
DRIE	Deep-Reactive-Ion-Etching
EMK	Institut für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen Universität Darmstadt
FEM	Finite-Elemente-Methode
FEP	Fluorinated Ethylene Propylene
GUI	Graphical User Interface
ID	Innendurchmesser (bei Schläuchen)
NaN	Not-a-Number
OD	Außendurchmesser (bei Schläuchen)
PEM	Seminar zur Praktischen Entwicklungsmethodik
PFA	Perfluoralkoxy-Polymere
PLL	Phase-Locked Loop
PML	Perfectly-Matched-Layer
PVC	Polyvinylchlorid
PVD	Physical-Vapour-Deposition
PZT	Blei-Zirkonat-Titanat (Bezeichnung des Materials der Piezokeramik)
QCM	Quarzkristall-Mikrowaagen
SiO₂	Siliziumdioxid
SPR	Oberflächenplasmonenresonanzspektroskopie
SU-8	Strukturierbarer Photolack
SUEX	Auf SU-8 basierender Trockenfilmresist
Transducer	Ultraschallwandler Murata MA40B8S
VISA	Virtual Instrument Software Architecture

A Ergänzender Inhalt zu Grundlagen

A.1 Oberflächenplasmonenresonanzspektroskopie

Die Oberflächenplasmonenresonanzspektroskopie (Surface Plasmon Resonance Spectroskopie - SPR) ist ein optisches Auswerteverfahren, welches Moleküle ohne Verwendung von Markern detektieren kann. Grundlage ist die resonante Anregung freier Elektronen durch eine monochromatische Lichtquelle zwischen zwei Materialien, deren elektrische Permittivität unterschiedliche Vorzeichen aufweist [33]. Als gängige Materialien kommen Metallschichten aus Gold oder Silber und einem Dielektrikum zum Einsatz. Der Aufbau ist dabei in Abbildung A.1 gezeigt. Monochromatisches Licht wird unter einem bestimmten Winkel

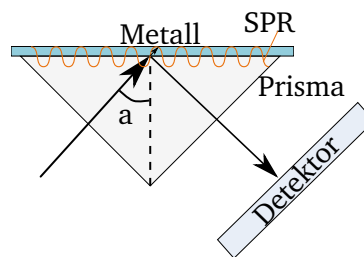


Abbildung A.1.: Prinzipskizze der Oberflächenplasmonenresonanzspektroskopie

in ein Prisma eingekoppelt, welches über einer metallischen Schicht sitzt. Ein Großteil des Lichtes wird im Prisma an der Oberfläche zur metallischen Schicht reflektiert und fällt auf einen Detektor. Ein Teil des Lichtes tritt an dem Übergang zwischen Prisma und metallischer Schicht aus dem Prisma aus und regt die freien Elektronen in der metallischen Schicht an. Am Detektor macht sich dies durch eine Reduktion der Strahlungsintensität bemerkbar. Wird nun wahlweise der Einkopplungswinkel oder die Wellenlänge des monochromatischen Lichtes variiert, erhält man eine charakteristische Kurve mit einem Minimum der Intensität bei einem bestimmten Resonanzwinkel, bzw. einer bestimmten Resonanzwellenlänge. Durch Einbringen eines Analyts auf der dem Prisma abgewandten Seite verändert sich der Brechungsindex und es lässt sich eine Verschiebung des Minimums des Intensität-Winkel- bzw. Intensität-Wellenlängen-Spektrums feststellen [34, 35].

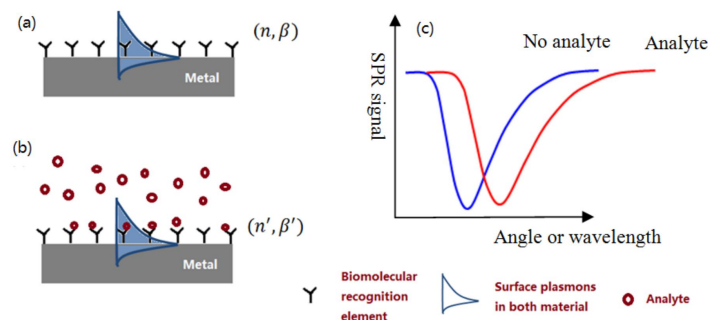


Abbildung A.2.: Einbringen eines Analyts auf den Sensor verändert den Brechungsindex. Somit verschiebt sich das Minimum der charakteristischen SPR Kurve [33].

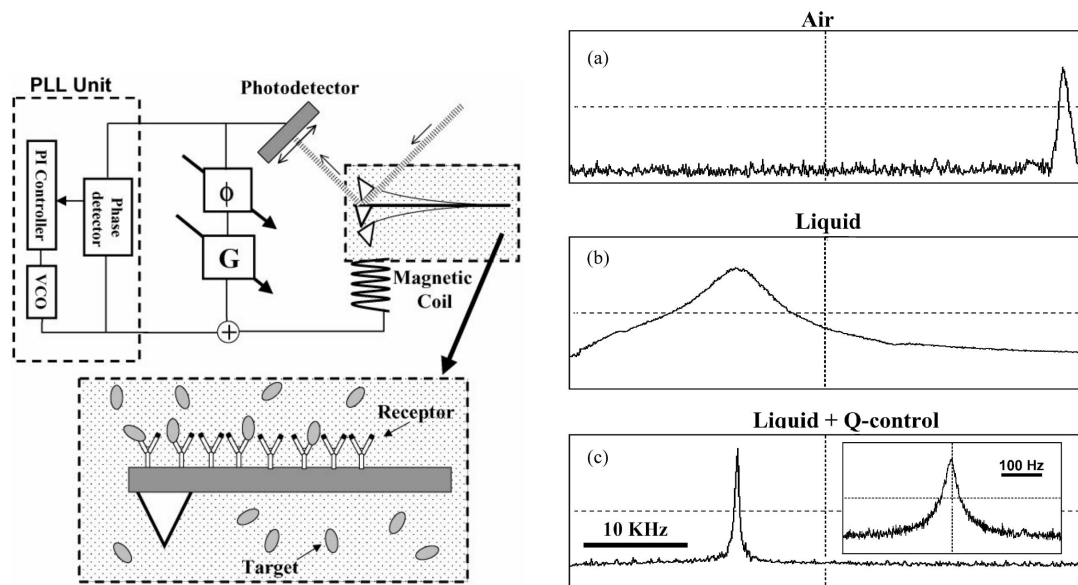
A.2 Ergänzungen zum Stand der Forschung

In diesem Kapitel werden weitere Ergebnisse zum Stand der Forschung vorgestellt.

Biegebalken mit Anregung über eine Phasenregelschleife (Phase-Locked Loop)

Die Veröffentlichung von Tamayo zeigt eine Möglichkeit, einen Biegebalken trotz Immersion in Flüssigkeit mit hoher Güte auswerten zu können [36]. Die mechanische Struktur eines kommerziell erhältlichen Atomkraftmikroskops (Nanoscope IIIa mit Multi-Mode-Head, Veeco Digital Instruments) wird dabei in einer Flüssigzelle eingebettet. Die Anregung des Biegebalkens des Atomkraftmikroskops kann dabei wahlweise elektromagnetisch oder piezoelektrisch erfolgen. Bei piezoelektrischer Anregung wird der Biegebalken durch mechanisch-akustische Kopplung durch einen im Boden der Flüssigkeitszelle montierten Aktor angeregt. In Abbildung A.3(a) ist der Aufbau für elektromagnetische Anregung gezeigt, welche direkt auf die Spitze des Biegebalkens wirkt. Über die Ablenkung eines Laserstrahls kann die Auslenkung bestimmt werden, die im Bereich von 10 nm liegt.

Zur Anregung des Biegebalkens in Resonanz kommt ein Phase-Locked Loop (PLL) zum Einsatz. Dabei wird die Phasenverschiebung zwischen Anregung und Auslenkung bei 90° gehalten. Zusätzlich wird ein geschwindigkeitsproportionaler Anteil zur Anregung der Spule hinzugefügt. Dieser, durch die beiden Komponenten ϕ und G dargestellte Korrekturfaktor wird, von den Forschern „Q-Control“ genannt. In Abbildung A.3(a) ist zunächst der Amplituden-Frequenzverlauf für den Betrieb in Luft und Immersion in Flüssigkeit unter Vernachlässigung des Q-Controls gezeigt. Dabei ergibt sich ein Gütefaktor von 70 bei Betrieb in Luft (50 kHz), der in Flüssigkeit auf einen Wert von $Q = 2$ abnimmt. Die Resonanzfrequenz verringert sich gleichzeitig auf 16 kHz. Durch den Einsatz des Q-Controls kann hingegen trotz Immersion eine Güte von $Q = 625$ erreicht werden. Dies entspricht einer Verbesserung um zwei Dekaden.

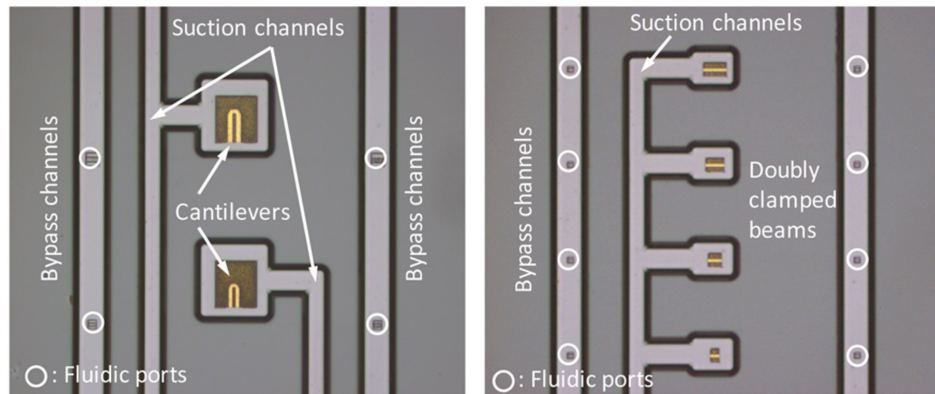


(a) Messaufbau mit elektromagnetischer Anregung sowie Darstellung des Balkens (b) Messung der Resonanzfrequenz in Luft (a), Flüssigkeit (b) sowie Flüssigkeit mit Anregung über PLL

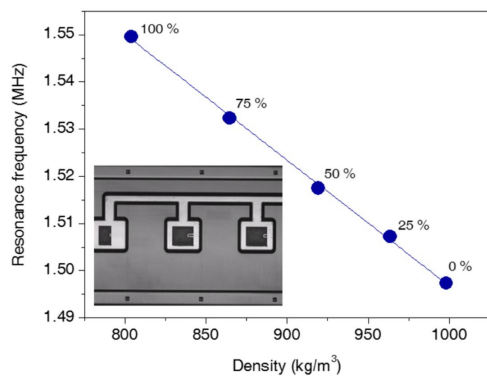
Abbildung A.3.: Versuchsaufbau und Ergebnisse eines Biegebalkens in Luft und Flüssigkeit. Durch die Anregung über ein Phase-Locked-Loop kann die Güte bei Immersion in Flüssigkeit von $Q = 2$ auf $Q = 625$ gebracht werden [36].

Frei hängende Mikrokanäle (Kim Joohyun, Universität Seoul)

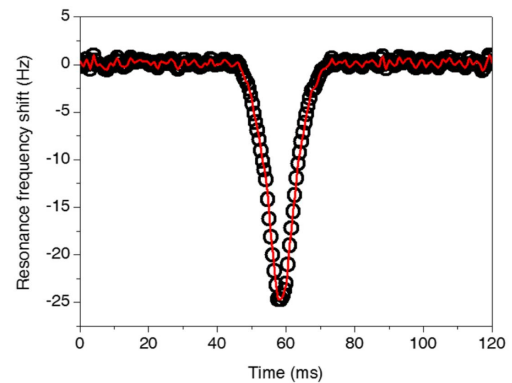
An der Koreanischen Universität Seoul wird an frei hängenden Mikrokanälen geforscht. Der Schwerpunkt liegt dabei auf einer Fertigung mit wenigen Prozessschritten. In [37] wird die Herstellung von freitragenden Biegebalken als U-Profil sowie frei hängenden Mikrokanälen gezeigt, welche mit fünf photolithographischen Prozessschritten und einem Bondingschritt auskommen. Dazu kommt ein Prozess zum Einsatz, bei dem per Deep-Reactive-Ion-Etching (DRIE) hergestellte Löcher unter Temperatureinfluss von 1150°C getempert werden und eine durchgängige geschlossene Kammer bilden. In dieser Kammer wird eine Oxidschicht abgeschieden und anschließend durch einen Ätzschritt freigelegt. Die Abmessungen der auf diese Weise entstandenen hohlen Biegebalken und beidseitig eingespannten Träger werden variiert. Die Biegebalken haben eine feste Breite und Höhe von $16,5\,\mu\text{m} \times 2\,\mu\text{m}$ während die Länge zwischen $18\,\mu\text{m}$ und $57\,\mu\text{m}$ variiert wird. Die Länge der Balken liegt zwischen $44\,\mu\text{m}$ und $106\,\mu\text{m}$. Dabei ergeben sich Güten zwischen $Q = 2500$ und $Q = 13500$ bei Resonanzfrequenzen zwischen $6\,\text{MHz}$ und $72\,\text{MHz}$. Zur Bestimmung von Güte und Resonanzfrequenz wird der gesamte Sensor auf eine piezoelektrische Platte montiert und in Vakuum mit Vibration beaufschlagt. Die Auswertung erfolgt über ein Laservibrometer (MSA-500, Polytec). Die Verschiebung der Resonanzfrequenz wurde sowohl für Flüssigkeiten mit unterschiedlicher Dichte als auch für einzelne Partikel ermittelt. Dabei ergab sich durch die Variation des Verhältnisses zwischen Ethanol und Wasser eine Empfindlichkeit für Dichte von $9,9118 \cdot 10^{-5} \text{ Hz/kg/m}^3$. Der Verlauf ist in Abbildung A.4(b) gezeigt. In Abbildung A.4(c) ist der zeitliche Verlauf der Resonanzfrequenz gezeigt, während eine Polystyrenkugel mit einem Durchmesser von $\varnothing = 0,99\,\mu\text{m}$ durch den Kanal fließt. Die beste erhaltene Empfind-



(a) Frei hängende flüssigkeitsgefüllte Biegebalken und Balken



(b) Resonanzverschiebung durch Änderung der Ethanol-Wasser-Konzentration



(c) Resonanzverschiebung durch eine Polystyrenkugel ($\varnothing = 0,99 \mu\text{m}$)

Abbildung A.4.: Über DRIE hergestellte frei schwingende Mikrokanäle der Universität Seoul [37]. Durch Variation der Dichte der Flüssigkeit ergibt sich eine lineare Frequenzverschiebung.

lichkeit für die Detektion von Partikeln liegt bei 61,734 mHz/fg. Die Autoren beziffern die theoretischen Auflösung auf 0,203 kg/m³ bzw. 0,19 ag.

A.3 Ergänzung zu den Grundlagen von Piezokeramiken

In diesem Kapitel werden die piezoelektrischen Grundgleichungen erläutert. Aufbau und Inhalt orientieren sich stark an den Ausführungen aus dem Buch „Piezoelektrische Grundlagen“ von Jan Tichý [17].

A.4 Ermittlung der piezoelektrischen Grundgleichungen

Grundlage der piezoelektrischen Grundgleichungen ist die thermodynamische Beschreibung der Deformation und der inneren Energie des elastischen Dielektrikums. Für ein thermodynamisch abgeschlossenes System kann die innere Energie über den ersten Hauptsatz der Thermodynamik beschrieben werden. Dabei setzt sich die innere Energie U durch die zugeführte Wärme δQ und Arbeit δW zusammen.

$$dU = \delta Q + \delta W \quad (\text{A.1})$$

Der zweite Hauptsatz der Thermodynamik besagt, dass die reversibel zugeführte Wärme durch die Temperatur Θ und Entropie Σ beschrieben werden kann. Durch Verwendung der Entropiedichte σ lässt sich der zweite Hauptsatz wie folgt formulieren.

$$\delta Q = \Theta d\sigma \quad (\text{A.2})$$

Die zugeführte Arbeit δW setzt sich aus der Deformation sowie der Energiedichte des elektrischen Feldes zusammen. Die Deformationsenergie lässt sich bei adiabatischer und isothermer Zustandsänderung ($\sigma = 0$, $\Theta = \text{const.}$) über Gleichung A.3 ausdrücken. Die infinitesimale Änderung der Energiedichte im elektrischen Feld ergibt sich zu Gleichung A.4. Dabei sind die Tensordoppelpindizes durch Matrixeinzelpindizes ersetzt worden.

$$\delta W = dw = S_i dT_j \quad (\text{A.3})$$

$$dw = D_n dE_m \quad (\text{A.4})$$

Zusammengesetzt ergibt sich das sogenannte Gibbssche Potential als thermodynamisches Potential sowie dessen totales Differential zu:

$$G = U - \sigma \Theta - D_n dE_m - S_i dT_j \quad (\text{A.5})$$

$$dG = -\sigma d\Theta - D_n dE_m - S_i dT_j \quad (\text{A.6})$$

Neben dem Gibbsschen Potentials existieren die innere und freie Energie sowie mehrere Formen der Enthalpie und des Gibbsschen Potentials, die sich in der Wahl der unabhängigen Zustandsgrößen unterscheiden. Jedes Potential setzt dabei drei der sechs Zustandsgrößen (Enthalpie σ , Temperatur Θ , elektrische Flussdichte D und Feldstärke E oder mechanische Spannung T und Dehnung S) als unabhängige Größen. Durch partielle Ableitung nach den unabhängigen Zustandsgrößen können die linearen Zustandsgleichungen zwischen allen Größen ermittelt werden. Das Potential der inneren Energie mit den unabhängigen Größen σ , D_n und S_i ist in Gleichung A.7 abgebildet. Eine vollständige Übersicht der acht linearen Zustandsgleichungen ist in [17, s.56 f] zu finden.

$$dU = \Theta d\sigma + E_m dD_n + T_j dS_i \quad (\text{A.7})$$

Im Falle des Gibbsschen Potential können die abhängigen Größen $\Delta\sigma$, D_n und S_i durch partielle Ableitung des Potentials nach den unabhängigen Variablen bei konstant halten aller anderen ermittelt werden.

$$\sigma = \left(\frac{\partial G}{\partial \Theta} \right)_{E,T} \quad \Delta\sigma = \left(\frac{\partial \sigma}{\partial \Theta} \right)_{E,T} \Delta\Theta + \left(\frac{\partial \sigma}{\partial E_m} \right)_{\Theta,T} E_m + \left(\frac{\partial \sigma}{\partial T_j} \right)_{\Theta,E} T_j \quad (\text{A.8})$$

$$D_n = \left(\frac{\partial G}{\partial E} \right)_{\Theta,T} \quad D_n = \left(\frac{\partial D_n}{\partial \Theta} \right)_{E,T} \Delta\Theta + \left(\frac{\partial D_n}{\partial E_m} \right)_{\Theta,T} E_m + \left(\frac{\partial D_n}{\partial T_j} \right)_{\Theta,E} T_j \quad (\text{A.9})$$

$$S_i = \left(\frac{\partial G}{\partial S_i} \right)_{\Theta,E} \quad S_i = \left(\frac{\partial S_i}{\partial \Theta} \right)_{E,T} \Delta\Theta + \left(\frac{\partial S_i}{\partial E_m} \right)_{\Theta,T} E_m + \left(\frac{\partial S_i}{\partial T_j} \right)_{\Theta,E} T_j \quad (\text{A.10})$$

Ebenso lässt sich aus dem Potential der inneren Energie die Abhängigkeit der Temperatur Θ , der elektrischen Feldstärke E_m und der mechanischen Spannung T_j von den freien Parametern σ , D_n und S_i bestimmen.

$$\Theta = \left(\frac{\partial U}{\partial \sigma} \right)_{D,S} \quad \Delta\Theta = \left(\frac{\partial \Theta}{\partial \sigma} \right)_{D,S} \Delta\sigma + \left(\frac{\partial \Theta}{\partial D_n} \right)_{\sigma,S} D_n + \left(\frac{\partial \Theta}{\partial S_i} \right)_{\sigma,D} S_i \quad (\text{A.11})$$

$$E_m = \left(\frac{\partial U}{\partial D_n} \right)_{\sigma,S} \quad E_m = \left(\frac{\partial E_m}{\partial \sigma} \right)_{D,S} \Delta\sigma + \left(\frac{\partial E_m}{\partial D_n} \right)_{\sigma,S} D_n + \left(\frac{\partial E_m}{\partial S_i} \right)_{\sigma,D} S_i \quad (\text{A.12})$$

$$T_j = \left(\frac{\partial U}{\partial S_i} \right)_{\sigma,D} \quad T_j = \left(\frac{\partial T_j}{\partial \sigma} \right)_{D,S} \Delta\sigma + \left(\frac{\partial T_j}{\partial D_n} \right)_{\sigma,S} D_n + \left(\frac{\partial T_j}{\partial S_i} \right)_{\sigma,D} S_i \quad (\text{A.13})$$

Formulierung der linearen Zustandsgleichungen mit Materialkonstanten

Durch Ersatz der partiellen Ableitungen durch Materialkonstanten werden die linearen Zustandsgleichungen formuliert. Jede Materialkonstante wird experimentell ermittelt. Dabei sind die konstanten Parameter im Punkt der partiellen Ableitungen bei der Ermittlung der Materialkonstante zu berücksichtigen. Der konstante Parameter wird der Materialkonstante als Index hinzugefügt. So wird bei der partiellen Ableitung in Gleichung A.9 für den Zusammenhang zwischen elektrischer Feldstärke und Verschiebungsdichte die Permittivität ϵ_{nm} bei konstanter Temperatur und mechanischer Spannung ermittelt. Diese Abhängigkeit wird bei ϵ durch dem Index Θ, T angezeigt.

$$D_n = \left(\frac{\partial D_n}{\partial E_m} \right)_{\Theta,T} E_m + \dots = \epsilon_{nm}^{\Theta,T} \cdot E_m + \dots \quad (\text{A.14})$$

Insgesamt existieren sechs Zustände, deren Bezeichnung wie folgt aufgebaut ist.

Einige Materialkonstanten sind in verschiedenen Zuständen identisch. Beispielsweise unterscheiden sich die piezoelektrischen Koeffizienten $d_{nj}^{\Theta,T}$ und $d_{mi}^{\Theta,S}$ nicht zwischen direktem und inversem piezoelektrischen Effekt. Aus diesem Grund kann auf die Unterscheidung mit den Indizes T und S verzichtet und d^Θ verwendet werden. Auf diese Art reduzieren sich die Indizes der Materialkonstante wie in den folgenden Gleichungen ersichtlich wird.

$$\Delta\sigma = \frac{\rho c^{E,T}}{\Theta} \Delta\Theta + p_m^T E_m + \alpha_j^E T_j \quad (\text{A.15})$$

$$D_n = p_n^T \Delta\Theta + \epsilon_{nm}^{\Theta,T} E_m + d_{nj}^\Theta T_j \quad (\text{A.16})$$

$$S_i = \alpha_i^E \Delta\Theta + d_{mi}^\Theta E_m + s_{ij}^{\Theta,E} T_j \quad (\text{A.17})$$

Tabelle A.1.: Benennung der linearen Zustände zur Ermittlung der Materialkonstanten

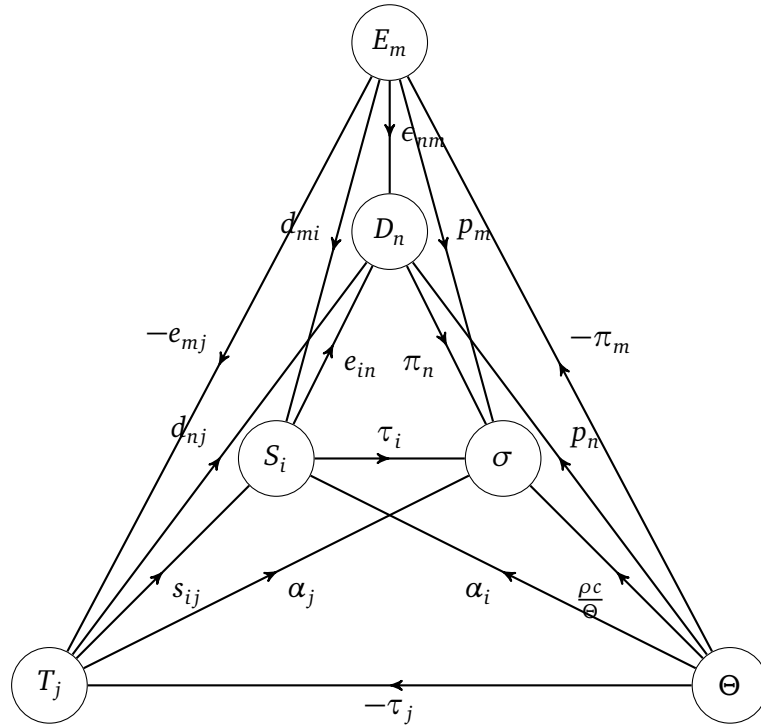
Index	Benennung	Beschreibung	Wert
E	elektrisch frei	elektrischer Kurzschluss	$E = 0$
D	elektrisch geklemmt	konstante Verschiebungsdichte	$D = \text{const}$
T	mechanisch frei	konstante mechanische Spannung	$T = \text{const}$
S	mechanisch geklemmt	mechanisch festgebremster Zustand	$S = 0$
Θ	isotherm	Entropie konstant	$\Theta = \text{const}$
σ	adiabatisch	Temperatur konstant	$\sigma = \text{const}$

$$\Delta\sigma = \frac{\rho c^{D,S}}{\Theta} \Delta\Theta - \pi_n^S D_n - \tau_i^D S_i \quad (\text{A.18})$$

$$E_m = -\pi_m^S \Delta\Theta + \beta_{nm}^{\sigma,S} D_n - h_{mi}^\sigma S_i \quad (\text{A.19})$$

$$T_j = -\tau_j^D \Delta\Theta - h_{nj}^\sigma D_n + c_{ij}^{\sigma,D} S_i \quad (\text{A.20})$$

Die Verbindung zwischen den intensiven Zustandsgrößen elektrische Feldstärke, Temperatur und mechanische Spannung zu den extensiven Zustandsgrößen elektrische Flussdichte, Entropie und mechanische Deformation über die Materialkonstanten ist in Abbildung A.5 zu sehen. Die Indizes werden in der Darstellung vernachlässigt. Somit steht jede Verbindung für eine Vielzahl an Parametern.



In den äußeren Ecken befinden sich die extensiven Zustandsgrößen elektrisches Feld, mechanische Spannung und Temperatur, welche untereinander und mit den intensiven Zustandsgrößen elektrische Flussdichte, mechanische Dehnung und Entropie über Materialkonstanten verbunden sind. Der Pfeil weist immer von der abhängigen zur unabhängigen Zustandsgröße (bspw. $D_n = \epsilon_{nm} E_m$). Die Verbindung zwischen der inneren und äußeren Ecke wird als Haupteffekt bezeichnet. Die inversen Abhängigkeiten (bspw. $E_m = \beta_{nm} D_n$) sind aus Gründen der Übersichtlichkeit ausgeblendet

Abbildung A.5.: Beziehungen und Materialkonstanten zwischen den intensiven und extensiven Zustandsgrößen von piezoelektrischen Kristallen

Beziehungen zwischen den Materialkonstanten

Die Materialkonstanten weisen untereinander Abhängigkeiten auf. Durch Analyse dieser Abhängigkeiten können die Anzahl der zur Beschreibung von piezoelektrischen Kristallen notwendigen Materialkonstanten reduziert werden. Die erste Gruppe der Materialkonstanten betrifft die sogenannten Haupteffekte. Diese stellen den Zusammenhang zwischen den direkten und inversen Effekten der einzelnen mechanischen, elektrischen und thermischen Größen dar, wobei hier die thermischen vernachlässigt werden. Unter konstanten äußeren Bedingungen sind die Materialkonstanten somit austauschbar.

$$E_m = \epsilon_{nm} D_n \quad D_n = \beta_{nm} E_m \quad \rightarrow \epsilon_{nm} \beta_{nm} = \delta_{mn} \quad (\text{A.21})$$

$$T_j = c_{ij} S_i \quad S_i = s_{ij} T_j \quad \rightarrow s_{ij} c_{ij} = \delta_{ij} \quad (\text{A.22})$$

Die zweite Gruppe der Abhängigkeiten wird ermittelt, indem die Ausdrücke von E_m und T_j aus A.19 - A.20 in Gleichung A.15 - A.17 eingesetzt werden.

$$\Delta\sigma = \frac{\rho c^{E,T}}{\Theta} \Delta\Theta + p_m^T E_m + \alpha_j^E T_j \quad (\text{A.23})$$

$$= \frac{\rho c^{E,T}}{\Theta} \Delta\Theta + p_m^T (-\pi_m^S \Delta\Theta + \beta_{nm}^{\Theta,S} D_n - h_{mi}^{\Theta} S_i) + \alpha_j^E (-\tau_i^D \Delta\Theta - h_{nj}^{\Theta} D_n + c_{ij}^{\Theta,D} S_i) \quad (\text{A.24})$$

$$= \left(\frac{\rho c^{E,T}}{\Theta} - p_m^T \pi_m^S - \alpha_j^E \tau_i^D \right) \Delta\Theta + (p_m^T \beta_{nm}^{\Theta,S} - \alpha_j^E h_{mi}^{\Theta}) D_n + (-p_m^T h_{mi}^{\Theta} + \alpha_j^E c_{ij}^{\Theta,D}) S_i \quad (\text{A.25})$$

Die Gleichung A.25 muss identisch mit der Ausgangsgleichung Gleichung A.18 sein. Somit gelten die folgenden Zusammenhänge zwischen den Materialkonstanten:

$$\frac{\rho c^{D,S}}{\Theta} = \frac{\rho c^{E,T}}{\Theta} - p_m^T \pi_m^S - \alpha_j^E \tau_i^D \quad (\text{A.26})$$

$$\pi_m^S = p_m^T \beta_{nm}^{\Theta,S} - \alpha_j^E h_{mi}^{\Theta} \quad (\text{A.27})$$

$$\tau_j^D = p_m^T h_{mi}^{\Theta} + \alpha_j^E c_{ij}^{\Theta,D} \quad (\text{A.28})$$

Das gleiche Verfahren kann auch für die elektrische Flussgröße und mechanische Dehnung durchgeführt werden.

$$D_n = \dots = (p_m^T - \epsilon_{nm}^{\Theta,T} \pi_m^S - d_{mi}^{\Theta} \tau_i^D) \Delta\Theta + (\epsilon_{nm}^{\Theta,T} \beta_{nm}^{\Theta,S} - d_{mi}^{\Theta} h_{mi}^{\Theta}) D_n + (-\epsilon_{nm}^{\Theta,T} h_{mi}^{\Theta} + d_{mi}^{\Theta} c_{ij}^{\Theta,D}) S_i \quad (\text{A.29})$$

$$S_i = \dots = (\alpha_i^E - d_{mi}^{\Theta} \pi_m^S - s_{ij}^{\Theta,E} \tau_i^D) \Delta\Theta + (d_{mi}^{\Theta} \beta_{nm}^{\Theta,S} - s_{ij}^{\Theta,E} h_{mi}^{\Theta}) D_n + (-d_{mi}^{\Theta} h_{mi}^{\Theta} + s_{ij}^{\Theta,E} c_{ij}^{\Theta,D}) S_i \quad (\text{A.30})$$

In diesem Fall müssen die Zustandsgrößen unabhängig voneinander sein. Das bedeutet, dass sich die Materialkonstanten gegenseitig aufheben. Es gilt somit zusätzlich:

$$p_m^T - \epsilon_{nm}^{\Theta,T} \pi_m^S - d_{mi}^{\Theta} \tau_i^D = 0 \quad (\text{A.31})$$

$$\epsilon_{nm}^{\Theta,T} \beta_{nm}^{\Theta,S} - d_{mi}^{\Theta} h_{mi}^{\Theta} = \delta_{mi} \quad (\text{A.32})$$

$$-\epsilon_{nm}^{\Theta,T} h_{mi}^{\Theta} + d_{mi}^{\Theta} c_{ij}^{\Theta,D} = 0 \quad (\text{A.33})$$

$$\alpha_i^E - d_{mi}^{\Theta} \pi_m^S - s_{ij}^{\Theta,E} \tau_i^D = 0 \quad (\text{A.34})$$

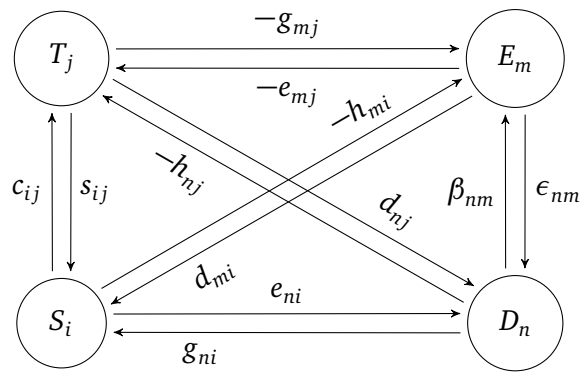
$$d_{mi}^{\Theta} \beta_{nm}^{\Theta,S} - s_{ij}^{\Theta,E} h_{mi}^{\Theta} = 0 \quad (\text{A.35})$$

$$-d_{mi}^{\Theta} h_{mi}^{\Theta} + s_{ij}^{\Theta,E} c_{ij}^{\Theta,D} = \delta_{ij} \quad (\text{A.36})$$

Mittels der Gleichungen A.26 bis A.28 und A.31 bis A.36 lassen sich alle Materialkonstanten ineinander überführen. Dieser Schritt ist notwendig, um beispielsweise im Datenblatt angegebene Parameter an die Anforderungen von Simulationsprogrammen anzupassen.

Vereinfachungen im adiabatischen und isothermen Zustand

Die im vorigen Kapitel aufgestellten Gleichungen zur Beschreibung von piezoelektrischen Kristallen können für den Fall des adiabatischen und isothermen Zustand vereinfacht werden. Durch den Wegfall von Temperatur und Entropie als Zustandsgröße reduzieren sich die Verbindungen durch Materialkonstanten von Abbildung A.5 auf Abbildung A.6. Der pyroelektrische Effekt des Materials wird somit vernachlässigt.



Verknüpfung der mechanischen und elektrischen Zustandsgrößen von piezoelektrischen Kristallen. Die Pfeile weisen immer von einer abhängigen zu einer unabhängigen Zustandsgröße. Die Bezeichnung der Materialkonstanten ist in A.2 aufgeführt.

Abbildung A.6.: Beziehungen und Materialkonstanten zwischen den intensiven und extensiven Zustandsgrößen von piezoelektrischen Kristallen im adiabatischen und isothermermen Zustand

Diese Darstellung ermöglicht das Ablesen der Zusammenhänge zwischen den elektrischen und mechanischen Zustandsgrößen. Diese können dabei über mehrere Prinzipien erfolgen. Beispielsweise ist der Zusammenhang zwischen elektrischer Flussdichte und elektrischem Feld sowohl über $D_n = \epsilon_{nm} E_m$ als auch über den Umweg der mechanischen Spannung $D_n = d_{nj} \cdot (-e_{mj}) E_m$ möglich. Die Darstellung mittels Pfeilen weist dabei immer von einer abhängigen zu einer unabhängigen Zustandsgröße (bspw. $D_n = \epsilon_{nm} E_m$).

Tabelle A.2.: Bezeichnung der Materialkonstanten

Material Eigenschaften	Konstante	Name
dielektrisch	ϵ_{nm}	dielektrische Permittivität
	β_{nm}	dielektrische Impermittivität
elastisch	s_{ij}	Elastizitätskoeffizienten
	c_{ij}	Elastizitätsmodul
	d_{nj}	piezoelektrischer Koeffizient
	g_{mj}	piezoelektrischer Koeffizient
piezoelektrisch	h_{mi}	piezoelektrischer Modul
	e_{ni}	piezoelektrischer Modul

Die Abhängigkeiten der Materialkonstanten untereinander wird über die Gleichungen A.38 - A.41 beschrieben, die aus dem vorigen Kapitel abgeleitet wurden. Die Materialkonstanten für die Verbindungen auf mechanischer und elektrischer Seite in A.6 sind invers zu einander und ergeben multipliziert eine Diagonalmatrix δ dritter bzw. sechster Ordnung. Die nächste Gruppe beschreibt die Verbindung der Materialkonstanten zwischen den elektrischen und mechanischen Größen. Die letzten vier Gleichungen ermöglichen die Umwandlung der dielektrischen Koeffizienten bzw. der Elastizitätskonstanten ineinander, welche bei unterschiedlichen Bedingungen ermittelt wurden. Beispielsweise wird in A.40 der Zusammenhang zwischen dielektrischer Permittivität bei konstanter mechanischer Spannung und konstanter mechanischer Dehnung beschrieben.

$$\epsilon_{nm} \beta_{km} = \delta_{nk} \quad s_{ij} c_{kl} = \delta_{ik} \quad (\text{A.37})$$

$$d_{nj} = \epsilon_{nm}^T g_{mj} = e_{ni} s_{ij}^E \quad e_{ni} = \epsilon_{nm}^S h_{mi} = d_{nj} c_{ij}^E \quad (\text{A.38})$$

$$g_{ni} = \beta_{nm}^T d_{mi} = h_{nj} s_{ij}^D \quad h_{nj} = \beta_{nm}^S e_{mj} = g_{ni} c_{ij}^D \quad (\text{A.39})$$

$$\epsilon_{nm}^T - \epsilon_{nm}^S = d_{nj} e_{mj} \quad \beta_{nm}^T - \beta_{nm}^S = -g_{ni} h_{mi} \quad (\text{A.40})$$

$$s_{ij}^E - s_{ij}^D = d_{mi} g_{mj} \quad c_{ij}^E - c_{ij}^D = -e_{mj} h_{mi} \quad (\text{A.41})$$

Werden die Zusammenhänge in Abbildung A.6 in einzelne Gleichungssysteme überführt, so entstehen daraus die Grundgleichungen zur Beschreibung des piezoelektrischen Effekts im adiabatischen und isothermen Zustand [10].

$$D_n = \epsilon_{nm}^T E_m + d_{nj} T_j \quad S_i = d_{mi} E_m + s_{ij}^E T_j \quad (\text{A.42})$$

$$D_n = \epsilon_{nm}^S E_m + e_{ni} S_i \quad T_j = -e_{mj} E_m + c_{ij}^E S_i \quad (\text{A.43})$$

$$E_m = \beta_{nm}^T D_n - g_{mj} T_j \quad S_i = g_{ni} D_n + s_{ij}^E T_j \quad (\text{A.44})$$

$$E_m = \beta_{nm}^S D_n - h_{mi} S_i \quad T_j = -h_{nj} D_n + c_{ij}^E S_i \quad (\text{A.45})$$

A.5 Herleitung des Ersatzschaltbildes des idealen piezoelektrischen Wandlers

Um eine Erweiterung und Anpassung des Transducers vornehmen zu können, soll in den folgenden Schritten die Herleitung des idealen piezoelektrischen Wandlers gezeigt werden. Ausgangspunkt sind dabei die ersten beiden der im vorigen Kapitel hergeleiteten piezoelektrischen Grundgleichungen in Tensorschreibweise A.42 und A.43. Diese beschreiben den Zusammenhang zwischen der dielektrischen Verschiebung D_n mit der elektrischen Feldstärke E_m sowie der mechanischen Spannung T_j und Dehnung S_i . Die Größen sind gekoppelt über die elektrischen Dielektrizitätszahlen ϵ_{nm} , elastischen Materialkonstanten s_{ij} , elastischen Koeffizienten c_{ij} , piezoelektrischen Kraftkonstanten e_{ni} und piezoelektrischen Ladungskonstanten d_{nj} . Die Indizes T und S stehen dabei für den jeweiligen spannungsfreien ($T = 0$) oder dehnungsfreien ($S = 0$) Fall der Koeffizientenermittlung.

$$D_n = \epsilon_{mn}^T E_m + d_{nj} T_j \quad S_i = d_{mi} E_m + s_{ij}^E T_j \quad (\text{A.46})$$

$$D_n = \epsilon_{mn}^S E_m + e_{ni} S_i \quad T_j = -e_{mj} E_m + c_{ij}^E S_i \quad (\text{A.47})$$

Um von den piezoelektrischen Grundgleichungen auf das Ersatzschaltbild des Wandlers zu gelangen, werden die mechanischen und elektrischen Feldgrößen durch die integralen Größen aus Gleichung A.48 ersetzt. Anschließend erfolgt die Darstellung in der Schreibweise der komplexen Amplituden aus Gleichung A.49.

$$D_n = \frac{Q_n}{A_n} \quad E_m = \frac{u_m}{l_m} \quad T_j = \frac{F_j}{A_j} \quad S_i = \frac{\xi_i}{l_i} \quad (\text{A.48})$$

$$Q \rightarrow \underline{Q} = \frac{1}{j\omega} \dot{Q}, \quad u \rightarrow \underline{u}, \quad F \rightarrow \underline{F}, \quad \xi \rightarrow \underline{\xi} = \frac{1}{j\omega} \dot{\xi} \quad (\text{A.49})$$

$$D_n = \epsilon_{mn}^S E_m + e_{ni} S_i \quad T_j = -e_{mj} E_m + c_{ij}^E S_i \quad (\text{A.50})$$

$$\frac{Q_n}{A_n} = \epsilon_{mn}^S \frac{u_m}{l_m} + e_{ni} \frac{\xi_i}{l_i} \quad \frac{F_j}{A_j} = -e_{mj} \frac{u_m}{l_m} + c_{ij}^E \frac{\xi_i}{l_i} \quad (\text{A.51})$$

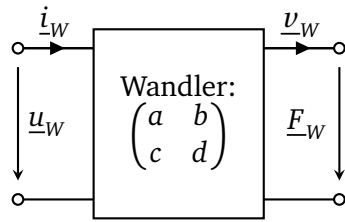
$$\frac{1}{j\omega} \dot{i}_n = \epsilon_{mn}^S \frac{A_n}{l_m} \underline{u}_m + e_{ni} \frac{A_n}{l_i} \frac{1}{j\omega} \underline{v}_i \quad \underline{F}_j = -e_{mj} \frac{A_j}{l_m} \underline{u}_m + \frac{1}{j\omega} c_{ij}^E \frac{A_j}{l_i} \underline{v}_i \quad (\text{A.52})$$

$$\dot{i}_n = j\omega \epsilon_{mn}^S \frac{A_n}{l_m} \underline{u}_m + e_{ni} \frac{A_n}{l_i} \underline{v}_i \quad \underline{F}_j = -e_{mj} \frac{A_j}{l_m} \underline{u}_m + \frac{1}{j\omega} c_{ij}^E \frac{A_j}{l_i} \underline{v}_i \quad (\text{A.53})$$

Durch Aufteilen der Gleichung A.53 in elektrische und mechanische Größen und der Definition der Eingangs- und Ausgangsgrößen des Wandlers, welche mit dem Index w gekennzeichnet sind, ergibt sich:

$$\dot{i}_n - j\omega \epsilon_{mn}^S \frac{A_n}{l_m} \underline{u}_m = \dot{i}_w = e_{ni} \frac{A_n}{l_i} \underline{v}_i \quad \underline{F}_j - \frac{1}{j\omega} c_{ij}^E \frac{A_j}{l_i} \underline{v}_i = \underline{F}_w = -e_{mj} \frac{A_j}{l_m} \underline{u}_m \quad (\text{A.54})$$

Die Verknüpfung der Wandlerkonstanten aus Abbildung A.7 wird über die Matrix A.55 beschrieben.



$$\begin{pmatrix} \underline{u} \\ \underline{i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \underline{F} \\ \underline{v} \end{pmatrix} \quad (\text{A.55})$$

Mit den Konstanten eines Transformators

$$a = \frac{1}{X}, \quad b = 0, \quad c = 0, \quad d = X$$

Abbildung A.7.: Allgemeine 4-Pol Darstellung eines mechanisch/elektrischen Wandlers oder eines Gytrators

$$a = 0, \quad b = Y, \quad c = \frac{1}{Y}, \quad d = 0$$

Ein Vergleich der beiden Gleichungen aus A.56 mit den Wandlergleichungen A.55 ergibt eine Verknüpfung des Wandlers als Transformator.

$$\dot{i}_w = e_{ni} \frac{A_n}{l_i} \underline{v}_i \quad \underline{F}_w = -e_{mj} \frac{A_j}{l_m} \underline{u}_m \quad (\text{A.56})$$

Laut [38] wird die Wandlerkonstante als X bezeichnet. Ein Vergleich mit den Ein- und Ausgangsgrößen des Wandlers ergibt

$$X = e_{ni} \frac{A_n}{l_i} = -e_{mj} \frac{A_j}{l_m} \quad (\text{A.57})$$

Im nächsten Schritt werden die Verknüpfungen zwischen den Ein- und Ausgangsgrößen des Wandlers und des Systems durch konzentrische Bauteile dargestellt. Auf der elektrischen Seite beschreibt die Gleichung eine Zunahme des Stroms aus Sicht des Systemeingangs zum Wandlereingang. Somit wird als Analogie im Ersatzschaltbild eine Parallelschaltung gewählt.

Die Verknüpfung einer Flussgröße mit der Ableitung einer Differenzgröße $i = C \frac{\Delta u}{\Delta t}$ bzw. $\underline{i} = j\omega C \underline{u}$ kann durch das Bauteil eines Kondensators beschrieben werden.

$$\underline{i}_n = \underline{i}_W + j\omega \epsilon_{mn}^S \frac{A_n}{l_m} \underline{u}_m \quad \Rightarrow C_e = \epsilon_{mn}^S \frac{A_n}{l_m} \quad (\text{A.58})$$

Auf der mechanischen Seite des Wandlers liegt eine Vergrößerung der Geschwindigkeit v vor, welche als Flussgröße definiert ist. Somit erfordert die Schaltungstopologie eine Serienschaltung. Die Verknüpfung zwischen Flussgröße v und Differenzgröße F erfolgt über $F = \frac{1}{j\omega a} \underline{v} \rightarrow \underline{v} = j\omega a \underline{F}$, was mit der elektrischen Analogie $\underline{i} = j\omega C \underline{u}$ beschrieben werden kann. Somit kommt als konzentrisches Bauteil erneut eine Kapazität zum Einsatz.

$$\underline{F} = \underline{F}_W + \frac{1}{j\omega} c_{ij}^E \frac{A_j}{l_i} \underline{v}_i \quad \Rightarrow C_m = \frac{1}{c_{ij}^E} \frac{l_i}{A_j} \quad (\text{A.59})$$

Das vollständige ideale Ersatzschaltbild des piezoelektrischen Wandlers ergibt sich zu der in Abbildung A.8 dargestellten Schaltung.

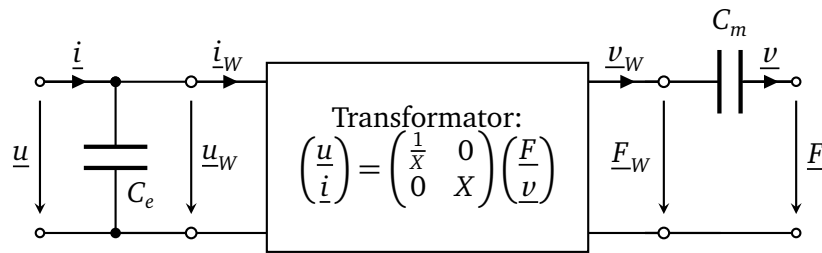


Abbildung A.8.: Piezoelektrisches Wandlerschaltbild, abgeleitet von den piezoelektrischen Grundgleichungen

A.6 Bauteilparameter des Ersatzschaltbildes für radial angeregte Piezokeramiken

Die Beziehungen der konzentrischen Bauteile ergeben sich für den im Hauptteil vorgestellten radiale Piezoschwinger zu Gleichung A.60.

$$C_e = \left(\epsilon_{33} - \frac{2d_{31}^2}{s_{11}(1-\sigma)} \right) \frac{\pi r^2}{h} \quad C_m = \frac{s_{11}(1-\sigma)}{2\pi h} \quad (\text{A.60a})$$

$$X = \frac{i_W}{v_W} = \frac{2d_{31}}{s_{11}(1-\sigma)} \pi r \quad \text{mit } h=\text{Dicke, } r=\text{Radius der Piezokeramik} \quad (\text{A.60b})$$

B Ergänzungen zum Messstand

In diesem Kapitel werden Ergänzungen zur Entwicklung und zum Betrieb des Laservibrometers dokumentiert.

B.1 Elektrisches Blockschaltbild

Das elektrische Blockschaltbild ist in Abbildung B.1 gezeigt. Die Beschreibung erfolgt im Hauptteil unter Kapitel 3.3.

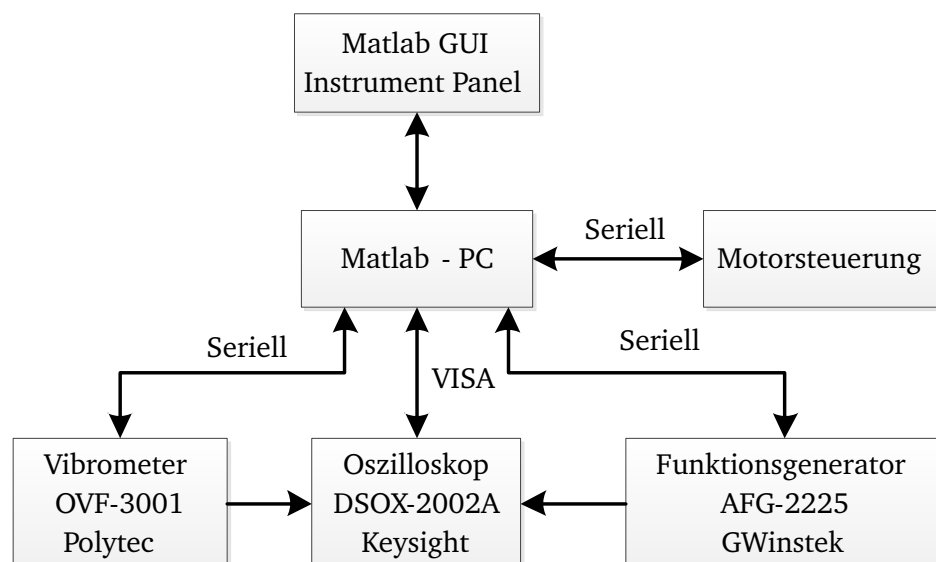


Abbildung B.1.: Blockschaltbild der Kommunikation von Steuerung mit Peripherie

B.2 Aufbau der Datenstruktur der Vibrometer Messung

Die Messergebnisse werden auf dem Rechner sowohl kontinuierlich für jeden Datenpunkt als auch gesammelt in einer Matlab-Cell abgespeichert. Der Aufbau der Cell ist in Abbildung B.2 gezeigt. An jedem Punkt sind sowohl die ausgelesenen Kurven als auch horizontale und vertikale Auflösung des Oszilloskop, Auflösung des Vibrometers, die gemessene Amplitude der Geschwindigkeit, Frequenz von Anregung und Geschwindigkeit sowie die Phasenverschiebung abgespeichert. Da eine Matlab-Cell immer quadratisch sein muss, gilt die Form auch unverändert für einen kreisförmig abgescannten Bereich. In diesem Fall sind die Einträge für die X- und Y-Position, die außerhalb des Messbereichs liegen mit NaN (Not-a-Number) initialisiert. Diese Einträge werden von der Messrouting übersprungen.

Die Benennung der an jedem Datenpunkt abgespeicherten Textdateien erfolgt nach dem Schema **graphPos[Y-Position des Arrays, X-Position des Arrays].txt**. Die Reihenfolge von Y-

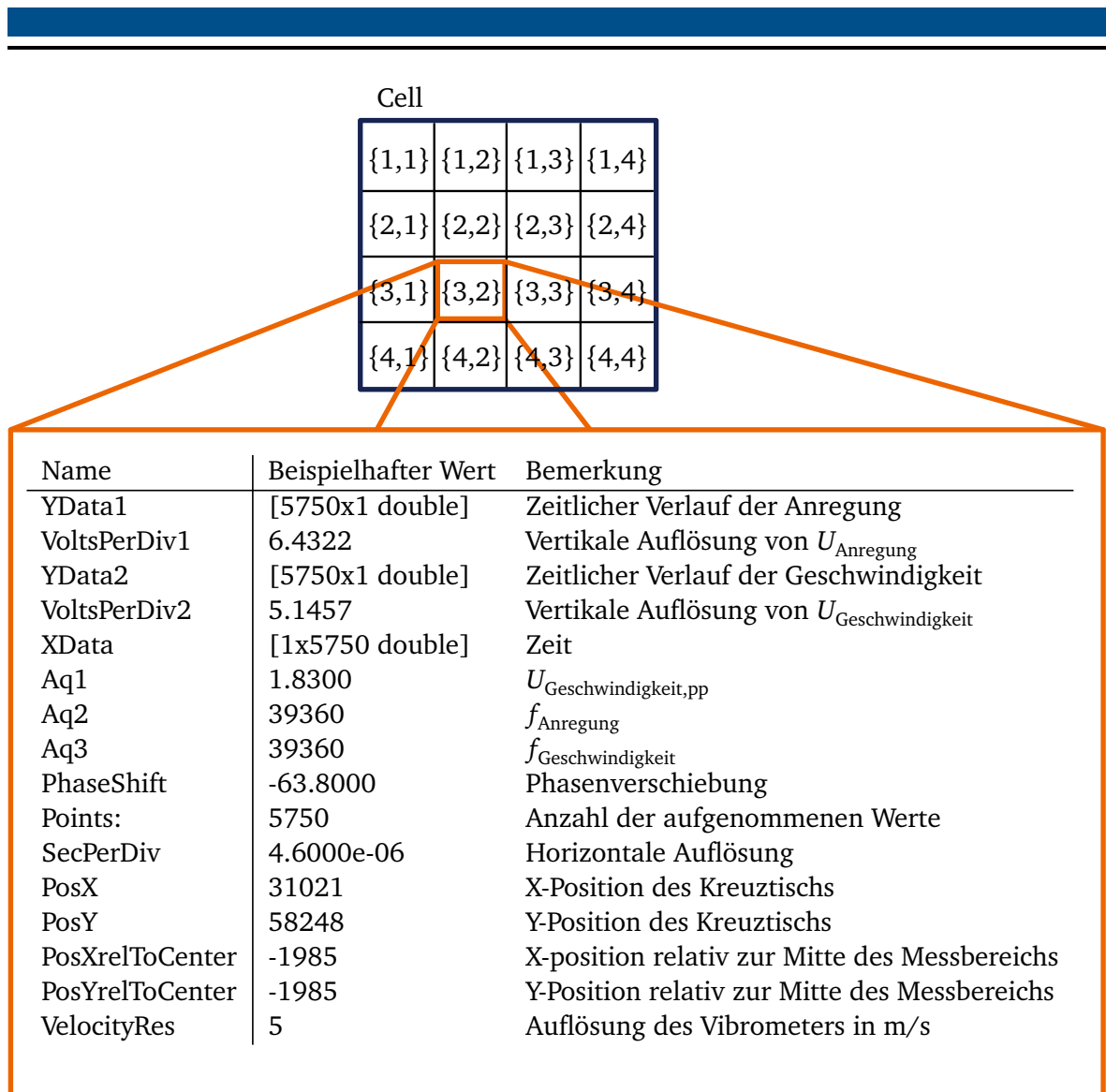
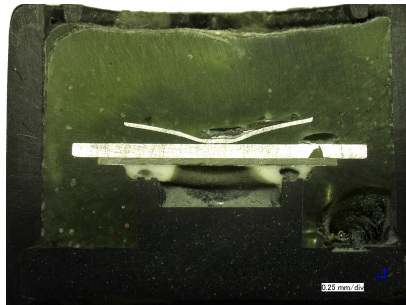


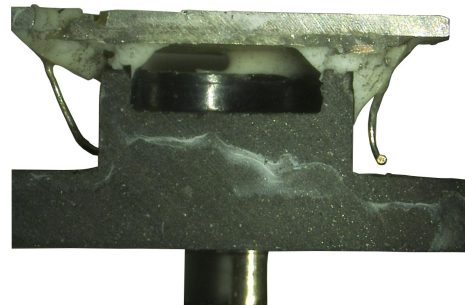
Abbildung B.2.: Aufbau der Matlab-Cell mit den Messdaten. Für jeden gescannten Punkt sind die im orangenen Kasten hervorgehobenen Werte abgespeichert. Nicht angefahrne Punkte sind mit NaN gefüllt.

und X-Position ist dabei bewusst als Analogie zur 2D-Darstellung von Zeilen und Spalten erfolgt. In jeder der Dateien werde spaltenweise die Zeitpunkte der Messung, Spannungswerte des anregenden Signals und des Vibrometers aufgelistet. Übergreifend für alle Messpunkte enthält die Datei **overview.txt** den Zusammenhang zwischen Zeile, Spalte und den Positionen in μm relativ zum Messbereich und relativ zur Mitte des zu scannenden Bereichs. Zusätzlich wird die Phasenverschiebung, Auflösung der beiden Kanäle des Oszilloskops und die Anzahl der aufgenommenen Punkte gespeichert.

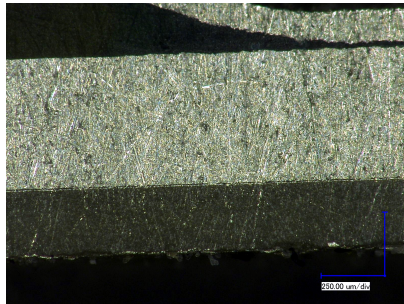
C Ergänzender Inhalt zur Charakterisierung



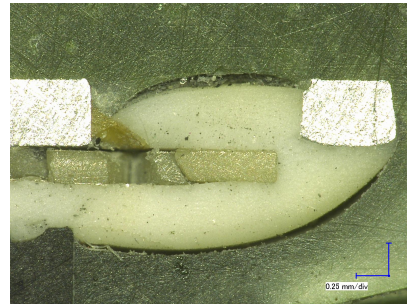
(a) Transducer in Technovit



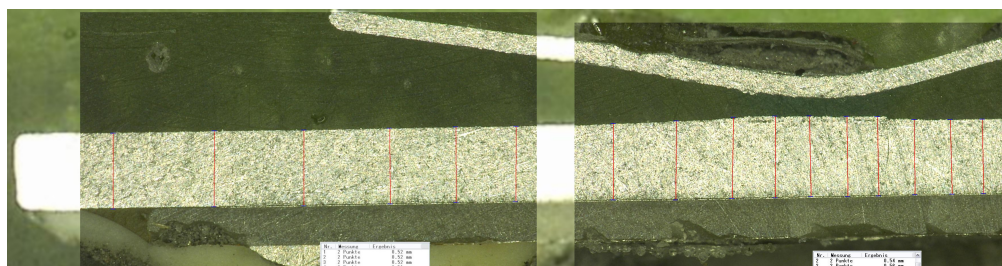
(b) Freigelegter Transducer



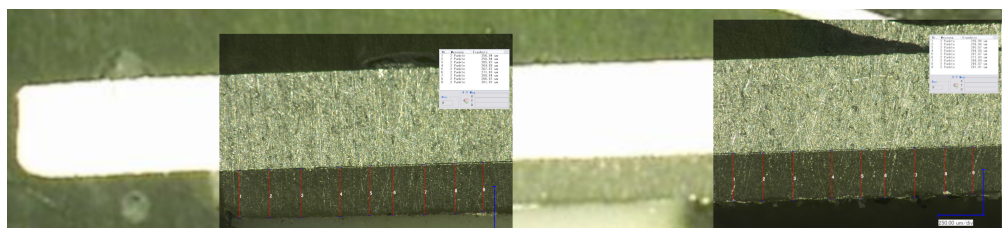
(c) Detailansicht der Schichten. Bestehend aus Aluminium, Klebeschicht, Elektrode, PZT und zweiter Elektrode



(d) Detailaufnahme der Bohrung in der Biegeplatte, welche zur Kontaktierung des PZTs genutzt wird. Biegeplatte und PZT sind umgeben von Silikon



(e) Vermessene Schichtdicke der Biegeplatte an Transducer Nr.3



(f) Vermessene Schichtdicke des PZT an Transducer Nr.3

Abbildung C.1.: Auswahl der Schnittansichten der Transducer.

D Ergänzungen zur numerischen Modellierung

In diesem Kapitel werden weitere Informationen bezüglich der numerischen Modellierung in COMSOL gegeben. Die Schritte zur Modellierung des Transducers unter Berücksichtigung von Luft in COMSOL werden dazu im Detail vorgestellt. Die Auswahl der Abmessungen eines geeigneten Netzes ist in Anhang D.3 gezeigt. In Anhang D.4 sind die Verläufe aller Piezokeramiken beschrieben, welche im Hauptteil 4.2 zur Bestimmung des im Transducer verwendeten Materials untersucht wurden. Die Verläufe von Impedanz und Phase unter Berücksichtigung der Dämpfung sind in Anhang D.5 abgebildet. Zur Einordnung der Unsicherheit der Simulation abhängig von den verwendeten Abmessungen und Materialparametern, ist in Anhang D.6 eine Corner-Case-Analyse der Simulation beschrieben.

D.1 Einrichten der Simulation zur Modellierung des Transducers mit COMSOL

In diesem Kapitel werden einige Anmerkungen zur Einrichtung der Simulation gegeben. Für den Aufbau des Modells und die Einrichtung der mechanischen Analyse sei auf das Handbuch zu COMSOL Multiphysics [28] verwiesen.

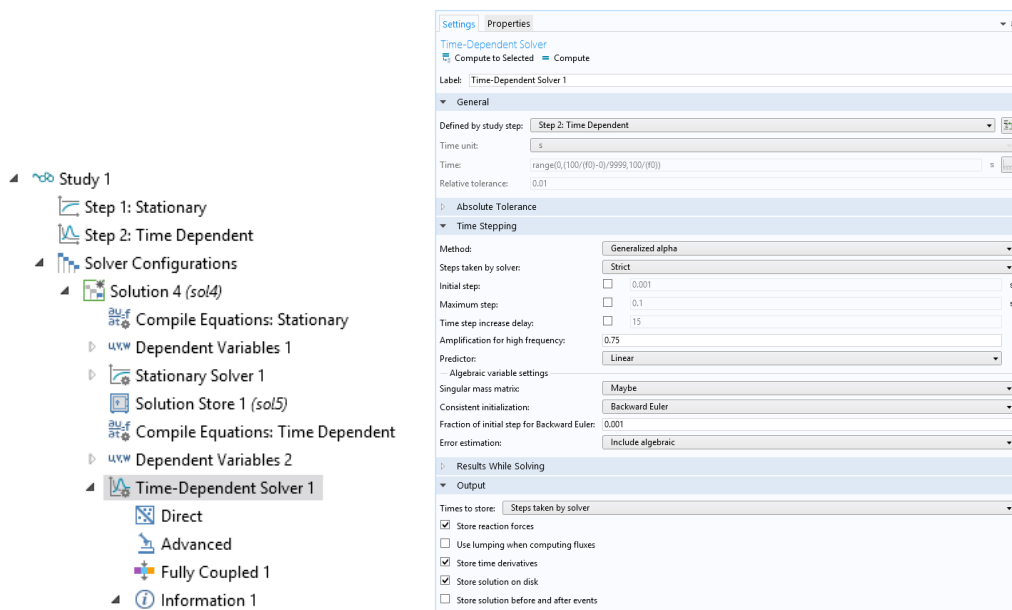
D.1.1 Festlegung der Randbedingungen zur elektrischen Anregung der Piezokeramik

Um die Schwingung des Transducers mit den Messungen des Vibrometers vergleichen zu können, ist eine transiente Simulation bei sinusförmiger Anregung erforderlich. Bei der Auswahl eines akustisch-piezoelektrisch-mechanisch oder piezoelektrisch-mechanisch gekoppelten Systems erfolgt die Modellierung der elektrischen Randbedingungen und Effekte durch den **Electrostatic** Knoten in COMSOL Multiphysics. Zur Beschreibung einer sinusförmigen Spannung an den Kontakten des Piezos wird **Ground** und **Terminal** als Randbedingung genutzt. Als Spannung in der Randbedingung Terminal wird $V_0 \cdot \sin(t[1/s] \cdot 2 \cdot \pi \cdot f_0[s])$ mit V_0 Amplitude und f_0 als gewünschte Frequenz eingetragen. Die Parameter können im Modellbaum unter **Parameters** gesetzt werden.

1. Die Randbedingungen können per Rechtsklick auf den **Elektrostatics (es)** Knoten im **Modellbaum** hinzugefügt werden. Dazu werden die Randbedingungen **Ground** sowie zwei **Terminals** hinzugefügt.
2. In den Einstellungen für die **Ground** Randbedingung, wird unter **Boundary Selection** die Fläche der Ground Elektrode ausgewählt.
3. In den Einstellungen der beiden **Terminal** Randbedingungen wird als **Boundary Selection** die Fläche der zweiten Elektrode ausgewählt. Das erste Terminal wird in **Terminal time dependent** umbenannt und als die Einstellungen unter **Terminal type** auf **Volta-**
ge mit der Bedingung $V_0 \cdot \sin(t[1/s] \cdot f_0[s] \cdot 2 \cdot \pi)$ als sinusförmige Anregung mit der Amplitude V_0 und Frequenz f_0 angegeben.
4. Das zweite Terminal wird in **Terminal static/harmonic** umbenannt und mit der konstanten Spannung V_0 beaufschlagt.

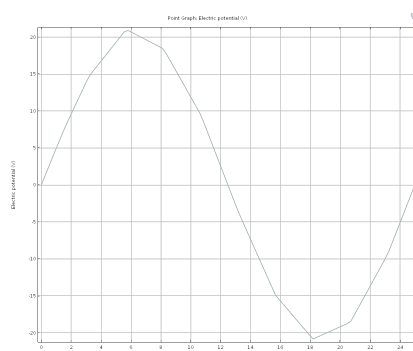
5. Diese Einstellung überschreibt das zeitabhängige Terminal. Daher muss für den zeitabhängigen Löser unter **Study 1** → **Step 1: Time Dependent** in den Einstellungen der Modellbaum unter **Physics and Variables Selection** verändert werden. Durch das Setzen des Hakens unter **Modify physics tree and variables for study step** kann im darunter stehenden Modellbaum der Eintrag **Electrostatics(es)** → **Terminal static/harmonic** per Rechtsklick unterdrückt werden.

Im Ausgangszustand ist für den Löser des transienten Problems die Option „free“ gesetzt. Diese führt unabhängig von der Auflösung zu einer verzerrten Anregung, wie in Abbildung D.1 zu sehen ist. Durch das Umstellen der Option auf „strict“ erhält man den gewünschten Verlauf.

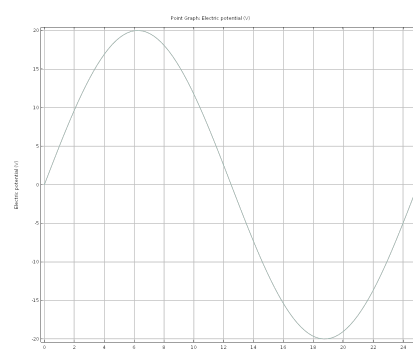


(a) Einstellung im Modellbaum

(b) Einstellungen des zeitabhängigen Lözers



(c) Simulierte Spannung bei sinusförmiger Anregung unter default Einstellungen



(d) Simulierte Spannung bei sinusförmiger Anregung mit angepassten Einstellungen

Abbildung D.1.: Einstellungen unter COMSOL zur Anregung mit sinusförmiger Spannung. In der Grundeinstellung verzerrt die Positionierung der Stützstellen den gewünschten Verlauf unabhängig von der Anzahl der Messpunkte.

D.1.2 Berücksichtigung von (parasitären) elektrischen Komponenten

Der bisherige Stand der Simulation berücksichtigt nur die elektrischen Eigenschaften des piezoelektrischen Materials. Um Störeinflüsse wie Kabelkapazitäten zu berücksichtigen oder die Piezokeramik durch eine externe Kapazität oder Induktivität abzustimmen, können beliebige elektrische Schaltungen in die Simulation integriert werden. Dazu wird die **Electrical Circuit (cir)** Node hinzugefügt, Bauteile integriert und mit der **Elektrostatik Node** verbunden. Die Anschlüsse der Bauteile werden in Knoten zusammen geführt, womit sich eine Schaltung bildet. Die Ankopplung der Electrical Circuit Node an die Electrostatics Node erfolgt über (External-) Terminals. Der Ablauf ist wie folgt:

1. In der Menüleiste unter **Physics** auf den Reiter **Add Physics** klicken
2. In dem Reiter **Add Physics** unter **AC/DC** → **Electrical Circuit (cir)** hinzufügen
3. Zur Ankopplung der Schaltung an die Elektrostatics Node werden wahlweise die vorigen Terminals modifiziert oder ein neues hinzugefügt. Dazu wird unter **Electrostatics (es)** → **Terminal** in den Einstellungen der **Terminal Type** auf **Circuit** umgestellt.
4. Im Modellbaum **Electrical Circuit** wird über einen Rechtsklick auf **External Couplings** → **External | -Terminal** der Verbindungspunkt auf Seiten der Schaltung hinzugefügt. In den Einstellungen muss unter **Electric potential** die zuvor in der Electrostatic Node bearbeitete Terminal ausgewählt sein.
5. Zur Anregung des Transducers wird des Weiteren eine Spannungsquelle eingefügt, dessen **Source Type** in den Einstellungen auf **AC-Source** mit passender Amplitude gesetzt wird.
6. Weitere Bauteile können beliebig hinzugefügt werden. Dabei ist zu beachten, dass die Ein- und Ausgangsknoten in der Nummerierung angepasst werden müssen, um eine Verbindung zu gewährleisten.

Werden im letzten Schritt bisherig verwendete Terminals unterdrückt, erfolgt die Anregung des Transducers durch die Spannungsquelle der Schaltung und Berücksichtigung aller eingefügten Bauteile.

D.2 Berücksichtigung von Luft in der Simulation

Um ausgehend von einer piezoelektrischen/mechanischen Simulation akustische Effekte zu berücksichtigen, muss ein definierter Bereich um den Transducer mit Luft gefüllt und vernetzt werden. Um Reflexionen der akustischen Wellen zu verhindern, wird der Raum ins Unendliche ausgedehnt. Die erforderlichen Schritte zur Erweiterung der Simulation werden im Folgenden vorgestellt. Dabei wird ausgehend von einer transienten piezoelektrischen Simulation eine akustische Simulation im Zeitbereich erstellt und für die Betrachtung im Frequenzbereich angepasst.

D.2.1 Modell bearbeiten

Die den Transducer umgebende Luft wird im Modell als Kugel eingegeben. Um den Rand der Luft ins Fernfeld des Transducers zu legen, ist der Radius der Kugel abhängig von dem Radius der größten geometrischen Abmessung sowie der größten betrachteten Frequenz zu setzen [39]. Im Falle des Transducers ergibt sich für den maximalen Radius der Metallplatte von 6 mm und einer Frequenz von unter 60 kHz ein Radius der Luftkugel von 50,37 mm.

$$R > \frac{8r_{\text{Metallplatte}}^2 \cdot f_{\text{max}}}{c_0} = 50,37 \text{ mm} \quad (\text{D.1})$$

Um das Innere der Kugel, welches zur Auswertung von akustischen Größen genutzt werden kann, wird eine zweite Lage erstellt, dessen Abmessungen in der transienten Simulation durch ein geeignetes Netz ins Unendliche ausgedehnt werden. In COMSOL wird die Luft durch

1. Einfügen einer kreis- oder kugelförmigen Geometrie berücksichtigt.
2. Die später unendlich ausgedehnte Schicht kann in den Einstellungen der Kugel über **Settings** → **Layers** hinzugefügt werden.

D.2.2 Material hinzufügen

1. Rechtsklick auf Material im Modellbaum → **Add Material**
2. In der Materialauswahl unter **Build In** → **Air** hinzufügen
3. Im Modellbaum unter dem Material Luft die passende Domäne auswählen

D.2.3 Pressure Acoustics im Zeit- und Frequenzbereich hinzufügen und konfigurieren

Die Akustische Interaktion zwischen der mechanischen Bewegung und der Luft wird durch das Hinzufügen der akustischen Gleichungen berücksichtigt. COMSOL benennt diese einzelnen Gleichungssysteme Physics.

1. In der Menüleiste unter **Physics** auf den Reiter **Add Physics** klicken
2. In dem Reiter **Add Physics** unter **Acoustics** → **Acoustic-Structure Interaction** → **Acoustic-Piezoelectric Interaction, Transient** hinzufügen.
3. Im Modellbaum unter dem neu erschienenen **Pressure Acoustics, Transient (actd)**-Knoten in den Einstellungen als Domäne die Auswahl auf die Luft im Modell beschränken.

Die Schritte zur Simulation im Frequenzbereich erfolgen analog.

1. In dem Reiter **Add Physics** unter **Acoustics** → **Acoustic-Structure Interaction** → **Acoustic-Piezoelectric Interaction, Frequency** hinzufügen
2. Im Modellbaum unter dem neu erschienenen **Pressure Acoustics, Frequency (acpr)** Knoten in den Einstellungen als Domäne die Auswahl auf **Domain Air** beschränken.

-
3. Überprüfen, dass in den Einstellungen weiterhin der Referenzdruck für Wasser ausgewählt ist.
 4. Im Unterpunkt **Discretization** für den Unterpunkt **Element order** auf **Quartic** setzen.
 5. Hinzufügen der Fernfeld-Randbedingung. Die Randbedingung **Far-Field Calculation** kann per Rechtsklick auf den **Pressure Acoustics, Frequency Domain (acpr)** Knoten im **Modellbaum** hinzugefügt werden. Als **Boundary Selection** in den Einstellungen wird die Fläche der **Far Field Boundary** ausgewählt, die zuvor als Bereich zwischen innerer Luft und PML definiert wurde. Die Art des Integrals wird auf **Full Integral** gesetzt.

D.2.4 Wellenanpassung und Vermeidung von Reflexionen

Um den Wandler in einem unendlich großen Raum zu modellieren und die abgegebene akustische Welle vollständig zu absorbieren, sind abhängig von der Simulationsart zwei Herangehensweisen möglich. Für transiente Simulationen kommt das Werkzeug der **Infinite Element Implementation** zum Einsatz, während im Frequenzbereich auf das **Perfectly Matched Layer** zurückgegriffen wird.

Der Bereich um den Transducer wird in zwei Schichten unterteilt. Direkt um den Transducer befindet sich Luft, welche mit einem feinen Netz betrachtet wird. In diesem Bereich können die Ausbreitung der Schallwellen, Druckverteilung und weitere Parameter betrachtet werden, die für die Analyse interessant sind. An der Randfläche, des durch Luft beschriebenen Bereiches, würde die Welle reflektiert werden und somit zu stehenden Wellen führen. Da dieser Effekt unerwünscht ist, wird bei der Modellierung ein zweiter Bereich mit Luft eingefügt, der den inneren Bereich umschließt. Die Elemente dieses Bereiches werden in der Berechnung so skaliert, dass ein sehr großer Raum entsteht, welcher die Ausbreitung ins Unendliche ermöglicht. Dieser Bereich wird nicht mehr fein vernetzt, um die Rechenzeit zu minimieren. Zwischen den beiden Bereichen der Luft wird eine Schicht eingefügt, welche eine Impedanzanpassung durchführt. Somit wird die Reflexion der Welle an der äußeren Fläche der inneren Luft verhindert und eine gute Einkopplung der Wellen in den unendlich ausgedehnten Raum ermöglicht.

Zum Einfügen des Perfectly Matched Layer für die Simulation im Frequenzbereich werden die folgenden Schritte notwendig:

1. Unter **Definitions** kann das **Perfectly Matched Layer** ausgewählt und hinzugefügt werden. Dieses erscheint anschließend im Modellbaum unter **Definitions**.
2. In den Einstellungen wird unter **Domain Selection** der äußere Bereich der Luft gewählt, welcher in den Definitionen als **Domain Air PML** zugeordnet ist.
3. Wichtig ist es, unter **Scaling**→ **Physics** auf **Pressure Acoustic, Frequency Domain** zu setzen, da ansonsten keine konvergierende Lösung gefunden wird.
4. Im Unterpunkt **Scaling** werden die Eigenschaften des sich ins Unendliche ausdehnenden Raums festgelegt. Wichtige Parameter sind die Art der Dehnungsfunktion **Polynomialy/Rational**, der Skalierungsfaktor **PML scaling factor s** und der Krümmungsparameter **PML scaling curvature parameter p**.

Analog dazu werden im Zeitbereich die Infinite Elements hinzugefügt:

-
1. Unter **Definitions** mittels Rechtsklick die **Infinite Element Domain** auswählen.
 2. In den Einstellungen analog zum Frequenzbereich die **Domain Selection** auf den äußeren Bereich der Luft setzen, der ins Unendliche ausgedehnt werden soll.
 3. Die Geometrie wird in den Einstellungen auf **Spherical** gesetzt.
 4. Unter **Scaling** wird die Breite auf etwa dem 1000-fachen der charakteristischen Abmessung der Geometrie gesetzt und der Polabstand auf den 1-fachen Wert. Dies wird in den Default-Einstellungen berücksichtigt.

D.2.5 Netz anpassen

Die Luft um den Transducer wird mit einem freien dreieckigen Netz abgebildet. Dabei soll das Netz in der Nähe des Transducers feiner aufgelöst sein. Des Weiteren müssen genügend Knoten verwendet werden, um die abgehende Welle ausreichend quantifizieren zu können. Die Anzahl der Knoten ist somit von der Wellenlänge abhängig. Durch die Verwendung einer höheren Ordnung in der Ansatzfunktion kann die Anzahl der benötigten Knoten reduziert werden. Für den Fall von quadratischer Diskretisierung (Modellbaum → Pressure Acoustics, Frequency Domain → Settings → Discretization) sind 10 Knoten notwendig. Für Quartic reduziert sich die benötigte Anzahl auf vier bis sechs.

1. Das Gebiet der Luft wird mit freien Tetraedern **Free Tetrahedral** vernetzt. Dazu wird im Modellbaum unter **Mesh Free Tetrahedral** hinzugefügt. In den Einstellungen werden als **Domäne** die passenden Bereiche mit Luft ausgewählt.
2. Die Größe der Elemente wird beeinflusst, indem per Rechtsklick auf das gerade hinzugefügte **Free Tetrahedral** die Unterfunktion **Size** ausgewählt wird.
3. In den Einstellungen wird unter **Element Size** → **Custom** die maximale Elementgröße per Haken freigegeben. Für die maximale Elementgröße wird die Abhängigkeit $343[\text{m/s}]/f_0/10$ für 10 Knoten pro Wellenlänge eingetragen.

D.2.6 Nichtlinearitäten

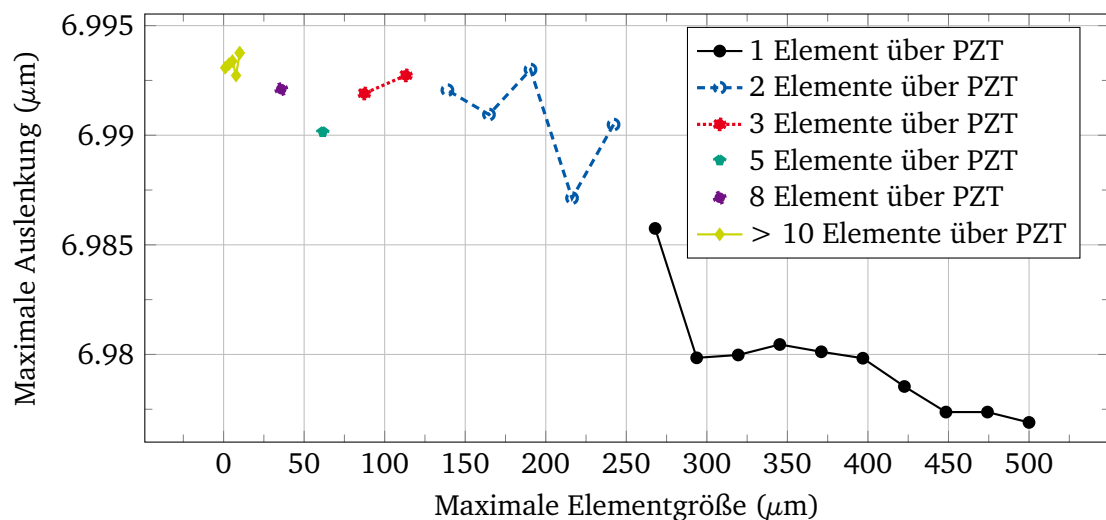
Die Berechnungen der Simulation werden in der Grundeinstellung linearisierte Annahmen für kleine Kräfte und Auslenkungen getroffen, um Rechenzeit zu sparen. Im Falle des Transducers treten jedoch größere Auslenkungen auf, die unter diesen Einstellungen zu einem fehlerhaften Ergebnis führen. Um dies zu vermeiden, werden nichtlineare Effekte berücksichtigt. Dies erfolgt in COMSOL für jede **Study** unter **Study Settings** → **Include Geometric Nonlinearities**.

D.3 Betrachtung der Netzqualität

Zur Simulation des Transducers in COMSOL müssen die Abmessungen des Netzes bestimmt werden. In der 2D-Simulation werden rechteckige (Mapped) Elemente für die mechanische Domäne und freie Dreiecke für die umgebende Luft verwendet. Die maximale Abmessung

eines Elements in Luft wird über die betrachtete Wellenlänge vorgegeben und in Kapitel D.2.5 bestimmt. In der mechanischen Domäne stellt die Materialstärke der Piezokeramik ($\sim 250\mu\text{m}$) die kleinste Abmessung dar und gibt somit die maximale Elementgröße vor. Zur Bestimmung einer geeigneten Elementgröße, muss ein Kompromiss zwischen kurzer Rechenzeit (große Abmessungen) und genauer Berechnung (kleine Elementgröße) gefunden werden.

Der Wert der maximalen Elementgröße wird daher in einem Bereich zwischen $500\mu\text{m}$ und $1\mu\text{m}$ variiert und die maximale Auslenkung eines festen Punktes auf der Oberfläche der Metallplatte bei gleicher Frequenz ermittelt (Abbildung D.2(a)). Der Verlauf beginnt bei ei-



(a) Maximale Auslenkung der Platte in abhängigkeit von der Anzahl der Netzelemente über die Dicke der Piezokeramik. Mit kleineren Elementen konvergiert das Ergebnis. Dabei treten Sprünge bei der Steigerung der Konten über die Materialstärke der PZT auf.

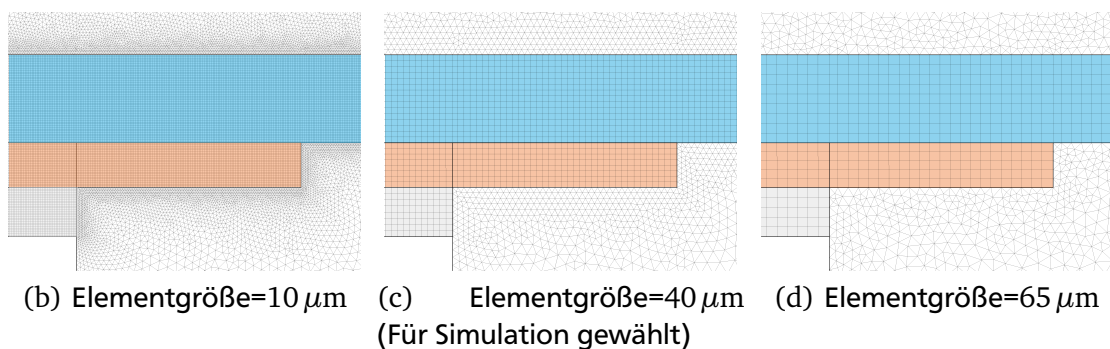


Abbildung D.2.: Abhängigkeit des Simulationsergebnis von den Abmessungen des Netzes. In b) bis d) sind die entsprechenden Netze für die Elemente aus a) gezeigt. Die Piezokeramik ist orange, die Metallplatte blau und das Silikon grau markiert.

ner Elementgröße von $500\mu\text{m}$ was auf die Materialstärke der Piezokeramik bezogen einem Netzelement entspricht. Unterhalb von $250\mu\text{m}$ kann die Materialstärke mit zwei Elementen abgebildet werden und die berechnete Auslenkung steigt. Mit steigender Verfeinerung des Netzes und somit kleineren Elementen konvergiert die Simulation gegen den Wert der Auslenkung von $6,9933\mu\text{m}$. Für jedes Element, welches in der Materialstärke der Piezokeramik hinzukommt, tritt dabei erst ein Sprung im Verlauf auf. Anschließend pendelt der Wert um eine ansteigende Gerade, was durch die gesteigerte horizontale Auflösung erklärt werden

kann. Für Elementgrößen unterhalb von $120\,\mu\text{m}$ ist der die Schrittweite in Abbildung D.2(a) jedoch zu grob gewählt, um einen Anstieg bei gleichbleibender Anzahl von Elementen in der Materialstärke zu sehen.

Das genaueste Ergebnis wird bei einer Elementgröße von $1\,\mu\text{m}$ erreicht. Allerdings dauert diese Simulation pro Frequenz etwa eine Stunde und ist somit nicht handhabbar. Wird der Transducer mit Elementen von maximal $40\,\mu\text{m}$ abgebildet, wird das beste Ergebnis noch zu 99,98 % erreicht, wobei die Rechenzeit auf etwa 3 min pro Frequenz reduziert wird. Aus diesem Grund wird die Simulation mit dem in Abbildung D.2(c) gezeigten Netz ausgeführt.

D.4 Auswahl einer geeigneten Piezokeramik

In Abbildung D.3 sind die Impedanzverläufe aller betrachteten Piezokeramiken zu sehen. Die Messung eines Transducers am Netzwerkanalysator ist als Vergleich in schwarz hinterlegt. Gesucht wird ein Material, dessen Verlauf am besten zu der Messung passt. Die charakteristische Größe stellt dabei der effektive Kopplungsfaktor $k_{p,\text{eff}}$ dar, welcher durch den Abstand zwischen Serien- und Parallelresonanz ermittelt werden kann. Da die ermittelten Abmessungen des Transducers mit Messungenauigkeiten versehen sind, müssen die Resonanzfrequenzen zwischen Piezokeramik und Messung zu diesem Zeitpunkt noch nicht übereinstimmen. Die Amplitude der Impedanz ist auf Grund der unberücksichtigten Dämpfung größer als die Messung erwarten lässt. Da sowohl der Ort der Resonanzfrequenz als auch die Amplitude der Impedanz durch Dämpfungsparameter und geometrische Abmessungen beeinflusst werden können, während der Kopplungsfaktor davon unberührt bleibt, kann aus den Simulationen auf die verwendete Piezokeramik PZT-7B geschlossen werden.

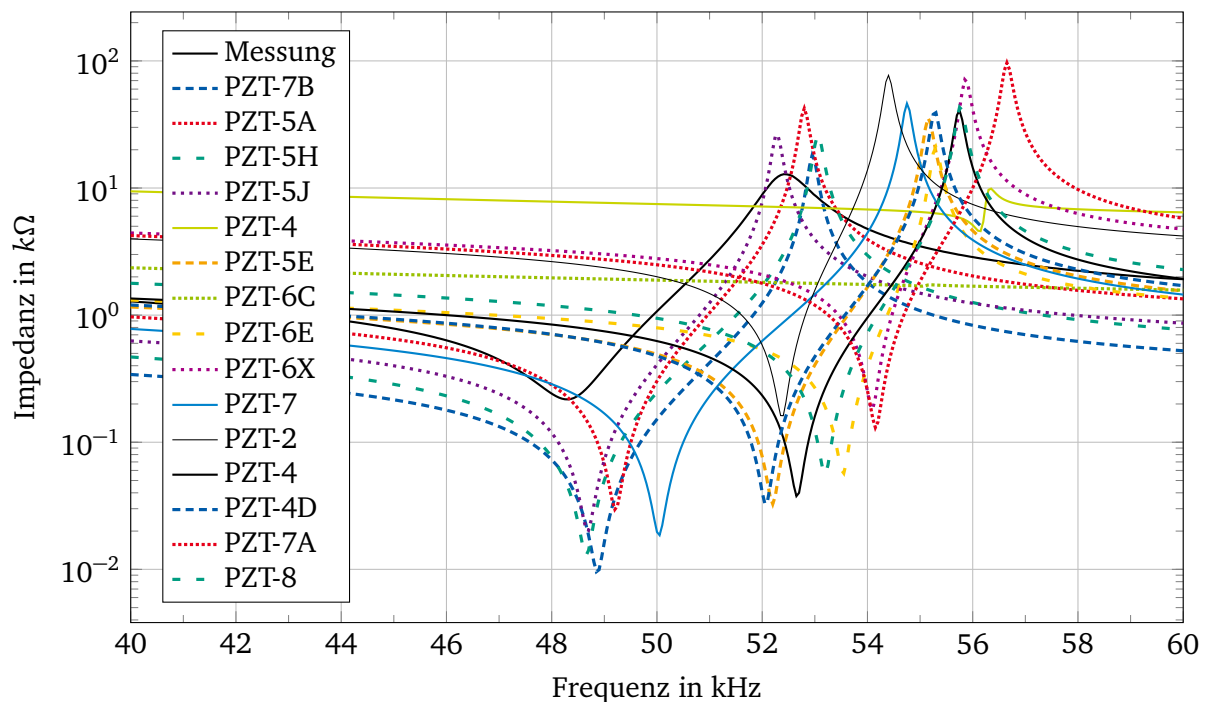


Abbildung D.3.: Impedanz aller in COMSOL berücksichtigten Piezokeramiken im nicht gedämpften Zustand. Die beste Übereinstimmung mit der durchgeführten Messung lässt sich für die Piezokeramik PZT-7B erreichen.

D.5 Anwendung der Dämpfung

Die im Hauptteil unter Kapitel 5.4 beschriebene Anwendung der berechneten und simulierten Dämpfung ergibt als bestes Ergebnis den in Abbildung D.4 dargestellten Verlauf von Impedanz und Phase.

Um den Einfluss der Dämpfungsparameter besser bewerten zu können, werden die Verläufe im Hauptteil auf ihre jeweilige Serienresonanz bezogen dargestellt. Die berechneten Verluste dämpfen das Verhalten des Transducers gegenüber der Messung stark ab und führen zu einer flachen Impedanzkurve und reduzierten Phase. Der Verlauf der Phase ist im Bereich der Parallelresonanz gegenüber der Messung deutlich stärker nach links geknickt, was auf eine zu hohe dielektrische oder piezoelektrische Dämpfung schließen lässt.

Durch Variation aller Dämpfungsparameter wird die rot dargestellte Kurve ermittelt. Diese weist gegenüber der Messung einen Offset auf, jedoch sind die Verläufe im Bereich der Resonanzen vergleichbar. Zudem liegt sowohl das Maxima als auch der Verlauf der Phase von Simulation und Messung nah beieinander. Beide Simulationen weisen gegenüber der Messung eine Verschiebung der Resonanzfrequenz nach rechts auf, was anhand der Abweichung im Phasennulldurchgang beobachtet werden kann.

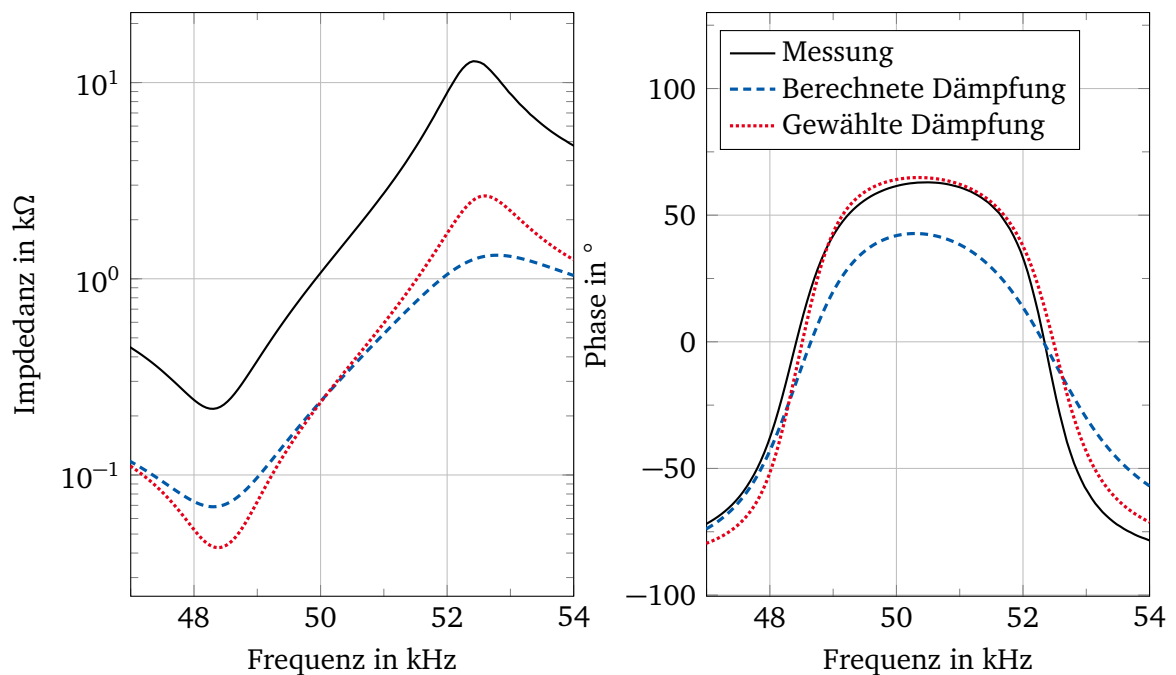


Abbildung D.4.: Vergleich zwischen Messung und Simulationsergebnis für die berechnete und am Ende der Arbeit gewählten Dämpfung. Die Verläufe weisen einen Offset auf, der im Rahmen der Arbeit weder durch Dämpfung noch durch das Anpassen von geometrischen Abmessungen verringert werden konnte. Die für die Piezokeramik berechnete Dämpfung führt zu einem deutlich flacherem Verlauf. Über eine Reihe von Variationen der Dämpfungsparameter kann der Verlauf mit $\eta_{\epsilon T} = 2,2\%$, $\eta_{SE} = 0,874\%$ an die Messung angenähert werden.

D.6 Corner-Case-Analyse

Die Corner-Case-Analyse stellt ein zur Messunsicherheitsbetrachtung vergleichbares Verfahren dar. Dabei werden alle Einflussparameter eines Systems kombiniert, um einen maximalen oberen und unteren Fehler zu erreichen.

Für den Transducer werden die in Kapitel 4.1 ermittelten Abweichungen der Abmessungen unter Berücksichtigung der Richtung des Einflusses (Kapitel 5.2) kombiniert, um den Verlauf der Impedanz maximal nach links oder rechts zu verschieben. Zusätzlich werden die einzelnen Parameter der Materialmodelle mit einer Abweichung von 5 % beaufschlagt, um die Unsicherheit bei der Bestimmung durch den Hersteller zu berücksichtigen.

Dabei ergeben sich die in Abbildung D.5 dargestellten Verläufe von Impedanz und Phase. Der Verlauf der Messung liegt dabei mittig zwischen den Grenzwerten. Der Abstand zwischen unterer und oberer Grenze beträgt etwa 4,85 kHz. Den größten Einfluss stellt dabei die

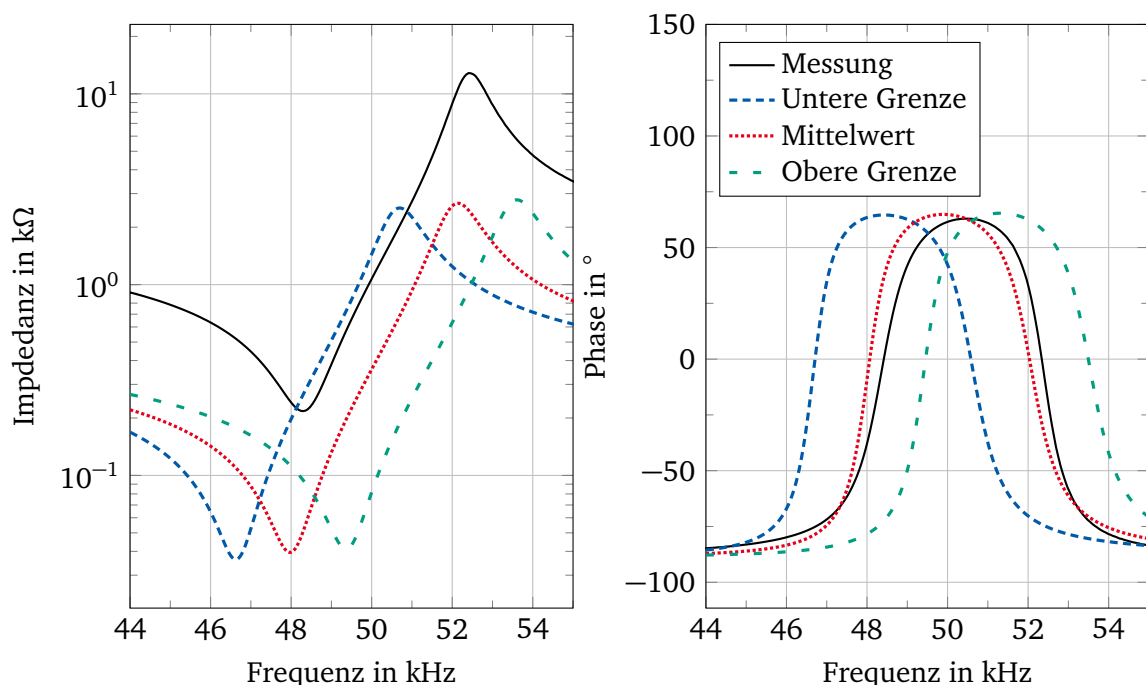


Abbildung D.5.: Corner-Case-Analyse der Simulation. Durch Berücksichtigung von mechanischen und elektrischen Toleranzen können Worst-Case-Szenarien für die maximale Verschiebung der Resonanzfrequenz nach links zu niedrigeren Frequenzen und nach rechts durchgeführt werden. Es zeigt sich, dass die Messungen innerhalb des Bereichs der Corner-Case-Analyse liegt, jedoch einen Offset zu den Simulationen aufweist.

Schichtdicke der Metallplatte und Piezokeramik dar, die auf Grund der Massenfertigung des Transducers keine homogene Dicke aufweisen. In Abbildung C.1(e) ist ersichtlich, dass die Metallplatte im Bereich des Horns dicker ist, als an den Rändern. Da für die Corner-Case-Analyse die maximale und minimale Materialstärke als Wert für eine homogene Dicke in der Simulation angenommen werden, liegen die Grenzen weiter auseinander als erwartet.

E Ergänzungen zur Modifikation des Sensors

In diesem Kapitel werden weitere Lösungen zur Modifikation des Transducers aus Kapitel 6.2 mittels gefrästem Kanal dargestellt. Des Weiteren sind die durchgeführten Vorversuche zur Eignung von SU-8 als Verschluss dokumentiert.

E.1 Weitere Lösungen zum Verschluss des gefrästen Kanals

Weitere Lösungen als Ergänzung zu dem gefertigten Verschluss aus Kapitel 6.2 sind in Abbildung E.1(b) gezeigt. Bei der Variante Abbildung E.1(a) wird der Verschluss über eine

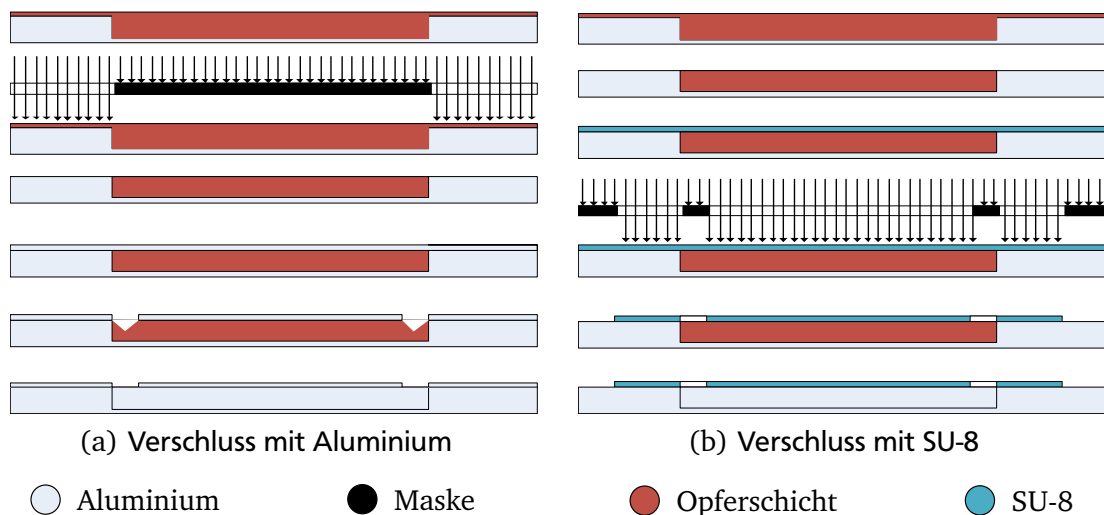


Abbildung E.1.: Vergleich der Prozessschritte zum Verschließen des gefrästen Kanals.

dünne Schicht Aluminium realisiert. Hierzu wird der gefräste Kanal vollständig mit einer Opferschicht (bspw. ein Lack) ausgefüllt und verfestigt. Anschließend wird die Fläche plan geschliffen, um ausschließlich den Kanal zu verfüllen. Über den gesamten Transducer wird mittels Physical-Vapour-Deposition (PVD) eine Schicht Aluminium abgeschieden, die in der Mitte auf der Opferschicht aufliegt und außen mit dem Aluminium des Transducers verbunden ist. Die Aluminiumschicht wird an den späteren Anschlüssen mechanisch oder chemisch geöffnet (bspw. durch anbohren). Durch die geöffneten Zugänge kann die Opferschicht im Inneren des Kanals chemisch entfernt werden, womit als Endergebnis ein durchgängiger, abgedeckter Kanal zur Verfügung steht.

Eine weitere Variante ist in Abbildung E.1(b) gezeigt. Bei dieser Lösung wird der gefräste Kanal ebenfalls vollständig mit einer Opferschicht ausgefüllt und eine plane Oberfläche geschaffen. Im Gegensatz zu Lösung Abbildung E.1(a) wird eine Schicht SU-8 auf den Transducer aufgeschleudert und strukturiert. SU-8 kann als Negativlack belichtet und entwickelt werden. Somit können die Ein- und Auslässe des Kanals durch einen Photolithographie erzeugt werden. In einem letzten Schritt wird die Opferschicht chemisch entfernt, wobei darauf geachtet werden muss, dass die aufgebrachte SU-8-Schicht dabei nicht beschädigt wird.

E.2 Vorversuche zur Verwendung von SUEX als Verschluss von Kanälen

Um die Eignung von SUEX als Verschluss für Kanäle auf dem Transducer zu überprüfen, werden Vorversuche durchgeführt. Dabei sollen die folgenden Parameter ermittelt werden:

- **Notwendige Belichtungsintensität zur Haftung auf Aluminium**

Die Intensität zur Strukturierung des SUEX ist abhängig von dem verwendeten Substratmaterial. Da Aluminium kein gängiges Substratmaterial darstellt, existieren nur wenige Angaben zur benötigten Belichtungszeit. In Veröffentlichungen werden Werte zwischen 600 mJ/cm^2 und 2100 mJ/cm^2 für eine $100 \mu\text{m}$ dicke Schicht angegeben. Laut Datenblatt erhöht sich die benötigte Belichtungsintensität für Aluminium und Kupfer um den Faktor 1,5 bis 2.

- **Notwendige Kontaktfläche**

Da die Empfindlichkeit des Sensors mit steigender Masse abnimmt, ist es wünschenswert, die Masse des aufgetragenen SUEX möglichst gering zu halten. Gleichzeitig wird davon ausgegangen, dass die Größe der Kontaktfläche zwischen SUEX und Aluminium maßgeblich für die Haftung der Schichten ist. Durch Variation der Kontaktfläche soll eine minimale Kontaktfläche gefunden werden, welche den Kanal bei gegebenem Druck zuverlässig verschließt.

Vorgehen

Für den Versuch wird eine Aluminiumplatte (80 mm x 100 mm x 10 mm) mit 4 mm Bohrungen versehen und entgratet. Anschließend werden im Reinraum kreisförmige Strukturen als Verschluss über der Bohrung aufgebracht. Nach der Fertigstellung wird anhand eines Druckmess-Versuchs die Kraft gemessen, um die Verschlüsse von der Rückseite mittels eines metallischen Stößels von der Aluminiumplatte zu lösen. Die Schritte und verwendeten Parameter werden im Folgenden aufgeführt.

Aufbringen der Verschlüsse

1. **Reinigen** der Oberfläche in Acetone und Isopropanol und anschließendem Trocknen bei 60°C auf der Hotplate.

2. Aufbringen der Suex Schicht

Da die Platte zu dick für das Laminiergerät ist, erfolgt das Auflaminieren mittels Gewicht (20 kg) auf der Hotplate. Als Anpressdruck ergibt sich für die Abmessungen der Probe ein Wert von $24,5 \text{ kPa}$. Die Schicht von $100 \mu\text{m}$ wird bei 50°C in 2 min aufgebracht. Da bei optischer Kontrolle nichtverklebte Flächen festgestellt werden, erfolgt ein zweiter und dritter Durchlauf mit 60°C und 70°C .

3. **Belichten**

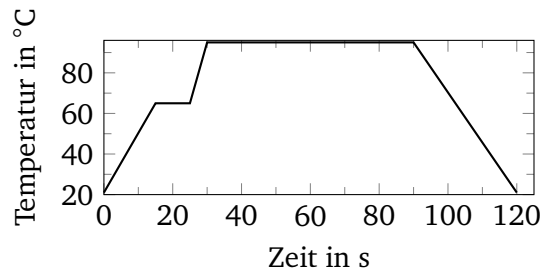
Für die Belichtung wird eine Maske auf eine Folie gedruckt und mittels Tonerverdichter-Spray behandelt. Die Intensität unterhalb der Folie wird über ein Messgerät ermittelt und die Belichtungszeit über

$$t_{\text{Belichtung}} = \frac{\text{Energiedosis I in } \text{mJ/cm}^2}{\text{Leistungsdichte in } \text{mW/cm}^2}$$

ermittelt. Die Energiedosis wird zwischen 600 mJ/cm^2 , 900 mJ/cm^2 , 1200 mJ/cm^2 und 1500 mJ/cm^2 variiert, indem die Maske nach und nach von einer lichtundurchlässigen Schicht befreit wird.

4. Postbake

Im Postbake wird die aufgebrachte SUEX-Schicht vernetzt. Dazu wird die Platte in 15 min auf 60 °C und nach 5 min langsam auf 95 °C gebracht und dort für eine Stunde gehalten. Somit bleibt die Temperatur im später verwendeten Transducer unterhalb der Curie-Temperatur des piezoelektrischen Materials von 270 °C.



5. Entwickeln

Die beschichtete Platte wird im PGMEA entwickelt. Dabei werden die nicht belichteten Strukturen entfernt. Der Vorgang benötigt etwa 10 min.

Ergebnis:

Das auf diese Weise gefertigte Testmuster ist in Abbildung E.2 dargestellt. Auf Grund von fehlerhafter Positionierung der Maske relativ zur Platte sind einige Verschlüsse nicht konzentrisch zur Bohrung ausgerichtet.

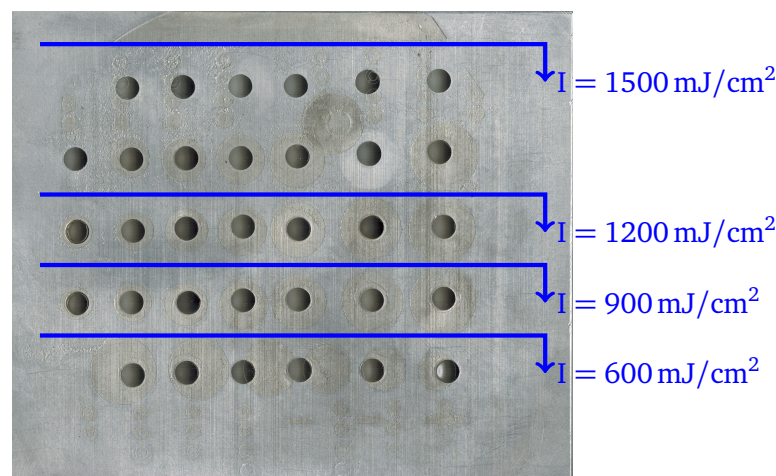


Abbildung E.2.: Testweise auf Aluminium aufgebrachte SUEX-Verschlüsse

Auswertung der notwendigen Belichtungsintensität

Die Belichtungsintensität auf dem Testmuster wurde in 4 Schritten von 600 mJ/cm² bis 1500 mJ/cm² erhöht. Da SUEX sich wie ein Negativlack verhält, würde eine Unterbelichtung zu einer unvollständigen Abbildung führen, während eine Überbelichtung zu größeren Strukturen führt. Im gefertigten Testmuster konnten alle Strukturen vollständig abgebildet werden, was für eine ausreichende Intensität spricht. Ab einer Intensität von 1200 mJ/cm² kommt es jedoch zu Ausfransungen und vergrößerten Strukturen. Dieser Effekt wird bei einer Intensität von 1500 mJ/cm² noch gesteigert. Bei zusätzlich zu den Verschlüssen aufgebrachten ringförmigen Teststrukturen ist dabei eine Verringerung des Innendurchmessers zu beobachten. Zusätzlich treten weitere Strukturen zwischen und am Rande der SUEX-Verschlüsse auf, die nicht belichtet wurden. Für eine Intensität von 900 mJ/cm² werden die besten Ergebnisse erreicht.

Messung der notwendigen Kontaktfläche

Um die notwendige Kontaktfläche zwischen Aluminium und SUEX zu bestimmen, wird die Haftung der gefertigten Teststruktur in einem Druckmess-Versuch gemessen. Dazu wird der in Abbildung E.3 gezeigte Messstand (Inspekt table 5kN, Hegewald & Peschke, Nossen, Deutschland) genutzt. Der Aluminiumkörper wird mit nach unten zeigenden SUEX-Verschlüssen auf der unteren Halterung befestigt. Ein zylindrischer Stahlstift mit einem Durchmesser von 4 mm wird in der oberen Halterung des Messplatzes befestigt. Der Stift wird manuell in die Bohrung der Aluminiumplatte gefahren und dort zentriert. Anschließend wird der Ausgabewert des 10 N Kraftsensors (Q1014744, Hegewald & Peschke, Nossen, Deutschland) genullt und der Stift mit einer Geschwindigkeit von 10 mm/min bei gleichzeitiger Aufnahme der Kraft-Weg-Kennlinie in Richtung des SUEX-Verschlusses verfahren. Die einzelnen Verläufe der Kraft sind im Anhang unter Abbildung E.5 gezeigt. Die erwartete Messunsicherheit liegt bei 16 %.

Aus den Kraftverläufen wird die Amplitude der Kraft beim erstem Ablösen der SUEX-Schicht ermittelt, da dies den Wert für die maximale Belastung wiedergibt. In Abbildung E.4 sind die ermittelten Kräfte bei Ablösung über die Kontaktfläche zwischen SUEX und Aluminium aufgetragen. Farblich codiert sind die unterschiedlichen Belichtungsintensitäten bei der Herstellung des Verschlusses.

Es zeigt sich, dass die maximale Kraft vor Abriss des Verschlusses zwischen 1 N und 2 N liegt. Der Mittelwert liegt bei 1,58 N ($\sigma = 0,88$). Generell ist aus dem Verlauf der Kurven keine Tendenz ablesbar und somit kann keine Abhängigkeit zwischen Belichtungsintensität und Haftung festgestellt werden. Für den Verlauf bei einer Intensität von 900 mJ/cm² ergibt sich ein mit der Haftungsfläche ansteigender Verlauf. Jedoch kann im Vergleich mit den Verläufen der beiden anderen Messreihen keine klare Abhängigkeit zwischen Fläche und Kraft bestimmt werden. Da während der Fertigung der Anpressdruck der SUEX-Schicht auf dem Aluminiumkörper nicht gleichmäßig aufgebracht werden konnte, wird davon ausgegangen, dass die Höhe und Gleichmäßigkeit des Anpressdrucks einen deutlich größeren Einfluss auf die Schichthaftung hat, als die Intensität bei der Belichtung und die aktive Fläche.

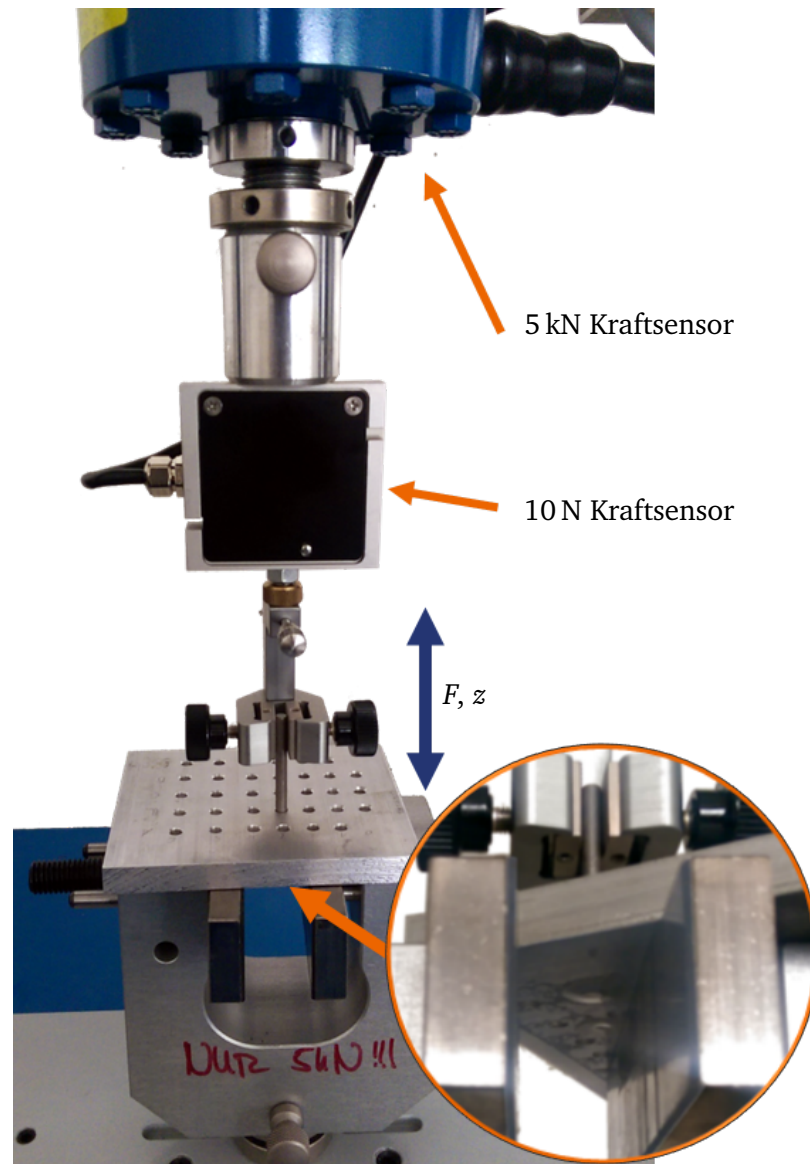


Abbildung E.3.: Versuchsaufbau zur Messung der Haftung des auf Aluminium aufgebrachten SUEX. Auf der Unterseite des Aluminiumkörpers sind Verschlüsse aufgebracht, die die Bohrung überspannen. Durch das Einführen des Metallstiftes durch den Messaufbau, wird der Verschluss konzentrisch belastet und beginnt ab einer bestimmten Kraft, sich von der Aluminiumplatte abzulösen. In dem hervorgehobenen Ausschnitt, ist der Verschluss von der Unterseite zu sehen, der sich durch die Belastung zu wölben beginnt.

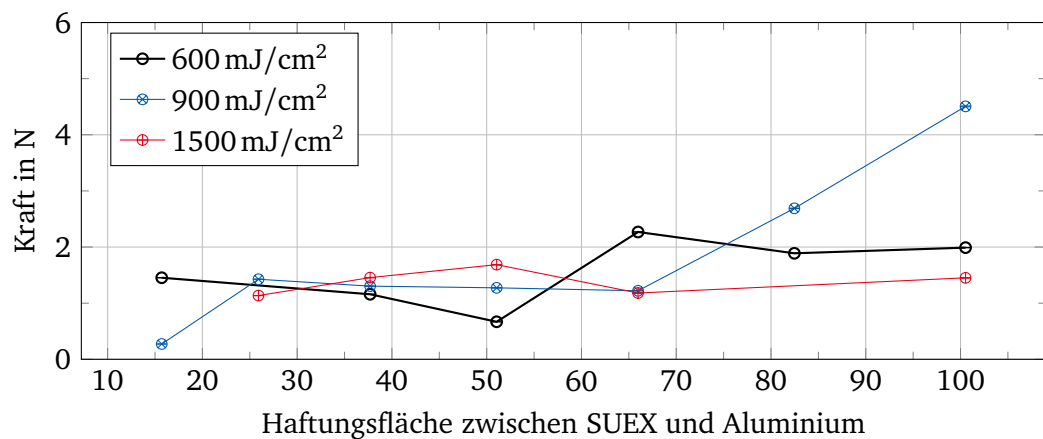


Abbildung E.4.: Verhältnis zwischen Größe der Haftungsfläche zwischen kreisförmigen SUEX-Verschlüssen auf einer Aluminiumplatte und der zum Abriss des Verschlusses notwendigen Kraft mittels eines Stahlstifts. Aus dem Verlauf kann weder eine klare Abhängigkeit zwischen Belichtungsintensität bei der Herstellung der Verschlüsse noch der Haftungsfläche und der Kraft abgelesen werden.

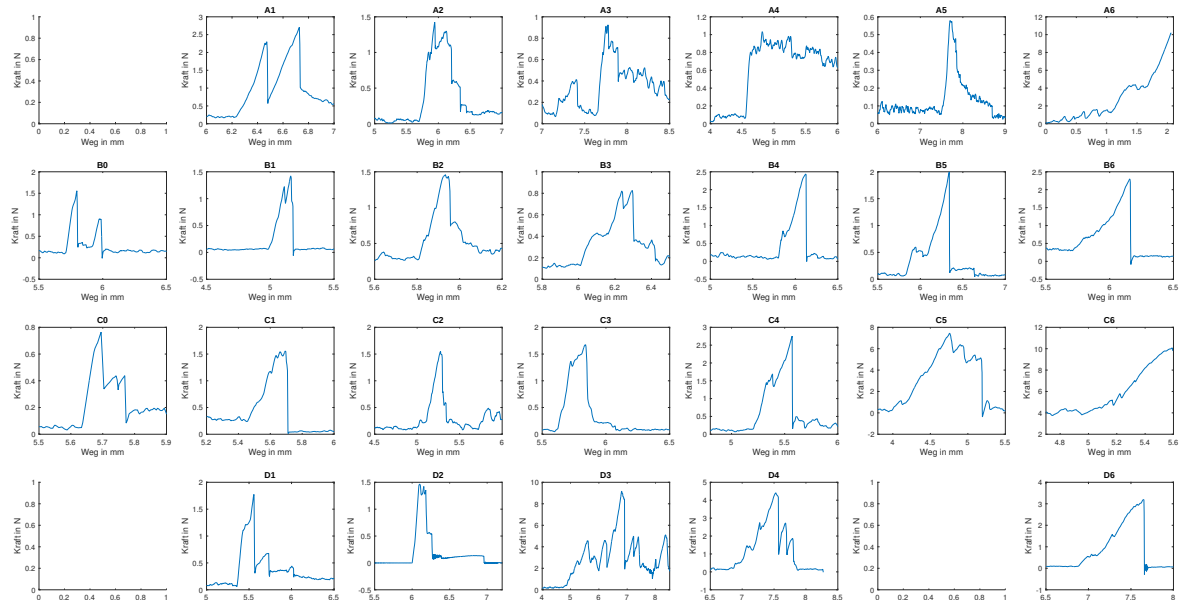


Abbildung E.5.: Messung der Kraft-Weg-Kennlinie aller Teststrukturen bei Belastung der SUEX-Schicht mit einem zylindrischen Stift. Die Position der Diagramme ist auf die die Bohrungen der Teststruktur bezogen. An leeren Feldern weist der Verschluss bereits vor dem Test Fehler auf und kann daher nicht vermessen werden.

E.3 Berechnung der Frequenzänderung durch Luftblasen bei Sensoren mit Schläuchen

Für die verwendeten Schläuche mit dem Durchmesser $d = 0,5 \text{ mm}$ bzw. $d = 0,2 \text{ mm}$ ergibt sich das Volumen eines Zylinders mit rundem Abschluss nach

$$V_{\text{Schlauch}} = \pi \left(\frac{d_{\text{Schlauch}}^2}{4} \right) \cdot \left(l_{\text{Schlauch}} - \frac{5}{8} d_{\text{Schlauch}} \right) \quad (\text{E.1})$$

Falls die Länge den selben Wert wie den Durchmesser angibt, muss das Volumen einer Kugel angenommen werden. Die Messunsicherheit wird als Zylinderförmiges Volumen angenommen. Die über die Resonanzverschiebung ermittelte Masse entspricht nicht direkt der Masse der Luftblase sondern der Massendifferenz zwischen ursprünglich gefülltem Kanal und aktuellem Zustand. Daher wird auch die Massendifferenz über

$$\Delta m = (\rho_{\text{Wasser}} - \rho_{\text{Luft}}) \cdot V_{\text{Luftblase}} \quad (\text{E.2})$$

unter der Annahme $\rho_{\text{Wasser}} = 998,207 \text{ kg/m}^3$ bei 20°C und $\rho_{\text{Luft}} = 1,21 \text{ kg/m}^3$ bestimmt.

Tabelle E.1.: Berechnung der in Wasser durch Luftblasen verdrängten Masse

d_{Schlauch} in mm	$l_{\text{Luftblase}}$ in mm	Volumen in μL	Massenänderung durch Luftblase in μg
0,5	6	1,17	1175
	2	0,393	391
	0,5	0,098	97,8
0,2	6	0,37	36,9
	2	0,012	12,2
	0,5	0,003	3

Ebenso wird das Volumen der Glaskugeln und die Massendifferenz bestimmt.

Tabelle E.2.: Berechnung der in Wasser durch Glaskugeln verdrängten Masse

Silibeads Typ S	Art-Nr.	Spez. Gewicht in kg/m^3	Durchmesser in μm	Berechnete Masse in μg	Masse des verdrängen Wassers in μg	Massen- differenz in μg
400-600 μ	5218-7	2500	501,37	164,97	658,57	493,59
400-600 μ	5218-7	2500	409,17	89,67	357,96	268,29
400-600 μ	5218-7	2500	456,24	124,31	496,25	371,94
400-600 μ	5218-7	2500	445,95	116,09	463,43	347,34
200-300 μ	5216-7	2500	261,03	23,28	92,93	69,65
200-300 μ	5216-7	2500	262,94	23,79	94,99	71,19
200-300 μ	5216-7	2500	269,18	25,53	101,91	76,38
200-300 μ	5216-7	2500	292,69	32,82	131,02	98,20
200-300 μ	5216-7	2500	267,83	25,14	100,399	75,24

Schlauchtrennung

Um die Schläuche bündig auf die Oberfläche der SUEX-Verschlusssschicht aufzubringen, ist eine grade Schnittkante notwendig. Werden die Schläuche durch eine Schere getrennt, zeigen sich deutliche Überhöhungen an den gegenüberliegenden Seiten der Schnittkante. Um eine geeignete Möglichkeit zu finden, die Schläuche mit einer kontinuierlichen Schnittkante orthogonal zum Schlauch zu trennen, wurden Versuche durchgeführt. Ein Ausschnitt der Versuche ist Abbildung E.6 zu sehen. Dabei wurden die Schläuche in E.6(a) in einem rechtwinkligen Körper eingespannt und eine an der Kante geführte Rasierklinge zum Trennen genutzt. Dabei zeigt sich, dass das überstehende Stück des Schlauches abgewinkelt wird, was zu einem Ausreißen der Schnittkante führt. Bessere Ergebnisse lassen sich bei einem durch einen Schaumstoffkörper geführten Schlauch erzielen E.6(b). Durch eine geeignete Halterung kann zudem die Klinge besser geführt werden, um eine orthogonal zum Schlauch verlaufende Schnittkante zu erhalten.

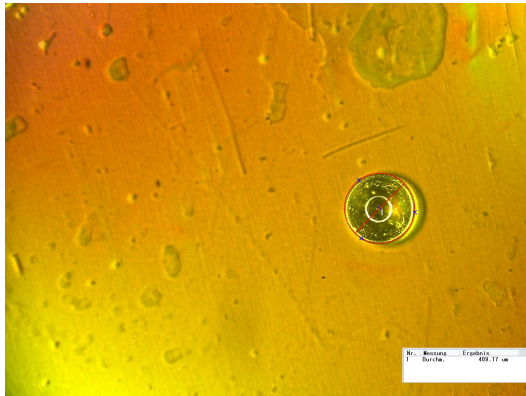


(a) In Winkel geklemmter Schlauch (b) Durch Schaumstoff geführter Schlauch (c) Zusätzliche Führung der Schneide

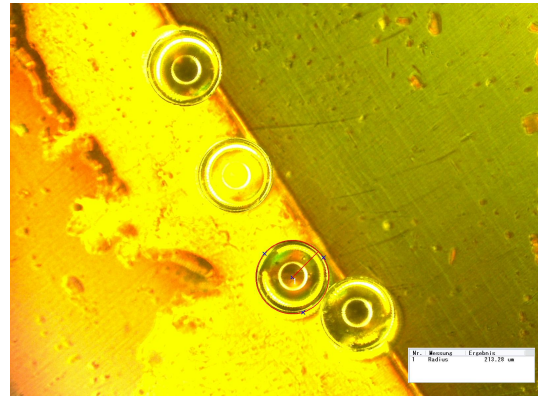
Abbildung E.6.: Vergleich von Möglichkeiten zum Trennen von Schläuchen. Ziel ist eine möglichst zum Schlauch orthogonale, gerade Schnittfläche. Diese ist notwendig, damit der Schlauch auf die Öffnungen der SUEX-Schicht aufgebracht werden kann. Beim Verkleben der Schläuche mit der SUEX Schicht würde sich bei Aussparungen in der Schnittkante Kleber in den Schlauch ziehen und diesen verstopfen.

E.4 Vermessene Kugeln

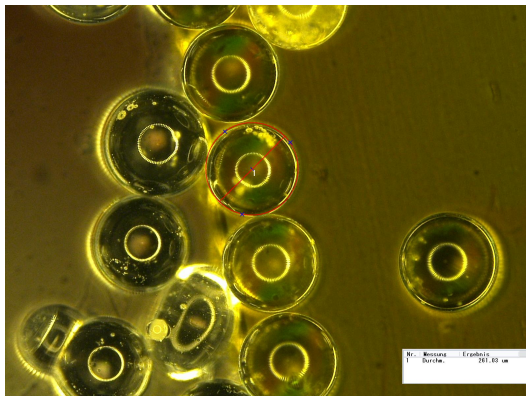
Ein Ausschnitt der in Anhang E.3 vermessenen Kugeln (SiLibeads Typ S, Sigmund Lindner, Warmensteinach, Deutschland), die als Partikel zur Messung in Flüssigkeiten genutzt wurden ist in Abbildung E.7 zu sehen. Die Kugeln werden im Reinraum mittels Mikroskop (Keyence VHX-600, Osaka, Japan) einzeln vermessen und die Masse anhand der Dichte bestimmt. Die Kugeln werden in Kapitel 7.2 als Partikel in die Schläuche der modifizierten Transducer gegeben.



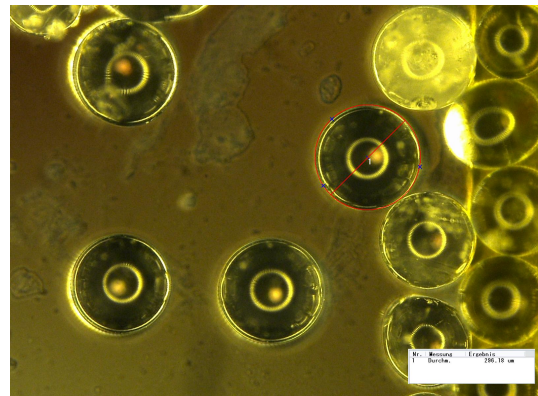
(a) Kugel mit 409,18 μm



(b) Kugel mit 213,28 μm



(c) Kugel mit 261,03 μm



(d) Kugel mit 298,18 μm

Abbildung E.7.: Ausschnitt der vermessenen Kugeln (SiLibeads Typ S) in verschiedenen Durchmessern. Zur Verwendung als Partikel bei den Messungen in Kapitel 7.2.

F Datenblätter

7 Technical Specifications

Phase Frequency Response

With the low pass filter switched off, the vibrometer behaves as a system of constant time delay i.e. the phase shift is proportional to the frequency. The phase shift depends, however, on the measurement range set. .

Velocity decoder	Measurement range $\frac{\text{mm}}{\text{s}}/\text{V}$	Time delay t_d (typ.) μs	Specific phase roll-off p_d (typ.) $^\circ/\text{kHz}$
OVD-01	1	23.9	-8.6
	5	7.1	-2.56
	25 and 125	6.0	-2.15
	1,000	5.2	-1.9
OVD-02	5	6.4	-2.3
	25 and 125	1.9	-0.7
	1,000	0.9	-0.33

Harmonic Distortions

Velocity decoder	Measurement range $\frac{\text{mm}}{\text{s}}/\text{V}$	THD @ $f = 1\text{ kHz}$ 10%...90% of full scale range
OVD-01	1	< 0.25% (< -52dB)
	5; 25; 125 and 1,000	< 0.10% (< -60dB)
OVD-02	5 and 25	< 0.20% (< -54dB)
	125 and 1,000	< 0.30% (< -50dB)

7 Technical Specifications

7.1.3 Low Pass Filter

For typical amplitude and phase frequency response, refer to [section 4.2.2](#).

Filter type: Bessel 3rd order
Cutoff frequencies: 5kHz, 20kHz, 100kHz, adjustable
Frequency roll-off: $-60\text{ dB/dec} = -18\text{ dB/oct}$
Stop band rejection: $>70\text{ dB}$

7.1.4 Signal Voltage Output VELOCITY OUTPUT

General Data

Output swing: $20V_{\text{p-p}}$
Output impedance: 50Ω
Minimum load resistance: $10\text{ k}\Omega$ (-0.5% additional error)
Overrange indicator threshold: typ. 95% of full scale
Maximum DC offset: $\pm 20\text{ mV}$

Measurement Ranges

Velocity decoder	Measurement range (scaling factor) $\frac{\text{mm}}{\text{s}}/\text{V}$	Full scale output (peak-peak) $\frac{\text{mm}}{\text{s}}$	Resolution ¹ $\frac{\mu\text{m}}{\text{s}}$	Maximum frequency ² kHz	Maximum acceleration g
OVD-01 (PLL)	1	20	0.3	20	150
	5	100	0.6	50	1,600
	25	500	0.8	50	8,000
	125	2,500	1.0	50	25,000
	1,000	20,000	2.0	50	200,000
OVD-02 (HF)	5	100	0.5	250	8,000
	25	500	1.5	1,500	240,000
	125	2,500	2.0	1,500	1,200,000
	1,000	20,000	5.0	1,500	9,600,000

¹ Resolution is defined as the signal amplitude (rms) at which the signal-to-noise ratio is 0dB in a 10Hz spectral bandwidth (RBW), measured at 3M Scotchlite Tape®.

² -1dB maximum error

7-2

Abbildung F.1.: Auszug des Datenblatts des Vibrometers OFV3001